

# Aplicación de la variabilidad de la frecuencia cardiaca al control del entrenamiento deportivo: análisis en modo frecuencia

Juan M. García Manso

Laboratorio de Análisis y Control del Entrenamiento Deportivo.

Departamento de Educación Física de la U.L.P.G.C. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

**Recibido:** 28.11.2012

**Aceptado:** 26.12.2012

## Resumen

Las señales biológicas son utilizadas como herramientas para el control y evaluación de las cargas de entrenamiento o los efectos agudos y crónicos que provocan en el organismo del deportista. Este parámetro aún hoy puede ser considerado el más popular de los indicadores de carga empleado por atletas y entrenadores. Cada individuo en condiciones de reposo posee un ritmo natural que, a diferencia de lo que pudiéramos pensar, dista mucho de ser estable. Esto resulta una circunstancia excepcional para su aplicación al entrenamiento deportivo. Estas variaciones es lo que conocemos como *Variabilidad del Ritmo Cardíaco*. El ritmo cardiaco depende directamente del *sistema nervioso autónomo o vegetativo*, el cual influye también sobre numerosas funciones del organismo rol y evaluación de las cargas de entrenamiento o los efectos agudos y crónicos que provocan en el organismo del deportista. Su control es dependiente de un elevado número de factores, internos y externos, los cuales varían significativamente durante el ejercicio o en situaciones en las que el organismo altera su situación habitual de funcionamiento. Así, podemos observar como durante el ejercicio el balance simpático-vagal depende de la intensidad y duración del ejercicio. Algunos autores proponen que hasta intensidades de aproximadamente el 50% del  $VO_{2max}$  los cambios en la variabilidad del ritmo cardiaco se deben principalmente a la disminución de la descarga parasimpático acompañada de un aumento progresivo de la influencia simpática. Encima de esta intensidad la frecuencia cardiaca y sus oscilaciones pasan a estar prioritariamente influenciados por la actividad simpática. En estas situaciones, las oscilaciones del *RC* también dependen de dos procesos oscilatorios que actúan como mecanismos de retroalimentación: respiración (arritmia sinorespiratoria); presión arterial (influencia barorrefleja). Estos mecanismos, su evaluación, metodología y herramientas de control, son los aspectos que vamos a analizar en esta revisión.

## Palabras clave:

Variabilidad de la frecuencia cardiaca. Ejercicio. Wavelet transform. Fourier transform.

## Application of heart rate variability in sports training control: frequency mode analysis

### Summary

Biological signals are often used as a tool for the control and evaluation of the training loads or for the evaluation of the acute and chronic effects in the organism of athletes. The Heart Rate is still considered nowadays as the most popular of load indicators among athletes and coaches. Every single individual, in rest conditions, has a natural rhythm but unlike we might think, is far from stable. This is an exceptional circumstance for the application in the athletic training. These variations are known as Heart Rate Variability. The Heart Rate depends directly on autonomic or vegetative nervous system. In turn, it influences on several functions of the organism, training loads evaluation and in the acute and chronic effects produced in the organism of the athlete. The control of this parameter depends on a high number of factors, internals and externals, which vary significantly throughout the exercise time or in situations where the body alters normal operating situation. Thus, we can observe that during exercise the sympathetic -vagal balance is dependent of the intensity and duration of the exercise. Some authors suggest that up 50%  $VO_{2max}$  approximately, HRV changes are mainly due to the decreased parasympathetic discharge accompanied by a progressive increase of the sympathetic influence. Above this intensity, HR and its oscillations are primarily influenced by sympathetic activity. In these situations, HR oscillations are also dependents of two oscillatory processes which work as feedback mechanism: breathing (Respiratory sinus arrhythmia) and blood pressure (baroreflex influence). These mechanisms, assessment, methodology and control tools are the issues we will discuss in this review.

## Key words:

Heart rate variability. Exercise. Wavelet transform. Fourier transform.

**Correspondencia:** Juan Manuel García Manso

E-mail: jgarcia@def.ulpgc.es

## Introducción

En el deporte las señales biológicas son frecuentemente utilizadas como herramientas para el control y evaluación de las cargas de entrenamiento o los efectos agudos y crónicos que provocan en el organismo del deportista. Desde el inicio del entrenamiento moderno una de las más utilizadas ha sido la frecuencia cardíaca (*FC* o *RC*). Aún hoy este parámetro puede ser considerado el más popular de los indicadores de carga empleado por atletas y entrenadores, especialmente en las pruebas de resistencia.

La *FC* representa el ritmo con que late el corazón para conseguir bombear la cantidad necesaria de sangre con la que suministrar al organismo los nutrientes y el oxígeno necesario para mantener la actividad que se esté realizando. Cada individuo, en condiciones de reposo, posee un ritmo natural que, a diferencia de lo que pudiéramos pensar, dista mucho de ser estable. Esto resulta una circunstancia excepcional para su análisis y aplicación al entrenamiento deportivo. Estas variaciones en la función de bombeo es lo que conocemos como *Variabilidad del Ritmo Cardíaco* (*VRC*).

## Mecanismos fisiológicos que regulan el ritmo cardíaco

El control del *RC* depende directamente del *sistema nervioso autónomo o vegetativo* (*SNA*), el cual influye también sobre numerosos órganos, sistemas y funciones del organismo. A nivel cardiovascular afecta al bombeo cardíaco (contractilidad y frecuencia), redistribución del flujo sanguíneo y control de presión arterial.

El *SNA* se organiza en dos subsistemas (ramas) con funciones opuestas pero complementarias: *simpático* y *parasimpático* o *vagal*. Ambos, por efecto cronotrópico, dromotrópico e inotrópico, actúan sobre la despolarización del músculo cardíaco y condicionan la función del *nodo sinoauricular* (*SA*). La rama simpática (noradrenalina) estresa el sistema aumentando el ritmo cardíaco y disminuyendo la *VRC* y la parasimpática (acetilcolina) disminuye el *RC* aumenta la *VRC*. Ambas están interconectadas por miles de neuronas y cientos de ganglios que conforman lo que algunos denominan *Sistema Nervioso Intrínseco Cardíaco* o *cerebro cardiovascular*.

La *VRC* refleja la capacidad del corazón para adaptarse a cualquier circunstancia cambiante mediante la detección y respuesta rápida de su funcionamiento (cambios de balance S-V) a estímulos impredecibles. El balance simpático-vagal es dependiente de un elevado número de factores internos y externos que actúan mediante *feedback* regulando el *RC* (información de barorreceptores, quimiorreceptores, receptores atriales y receptores ventriculares, cambios en el sistema respiratorio, sistema vasomotor, sistema renina-angiotensina-aldosterona o mecanismos de termorregulación). Señales nerviosas procedentes del cerebro (*comando central*), cayado aórtico y seno carotideo (*barorreflejo arterial*) y de músculos esqueléticos activos (*reflejo presor durante el ejercicio*) modulan la actividad vegetativa en reposo y durante el ejercicio e inducen a cambios en la *FC* y la contractilidad del músculo cardíaco, diámetro vascular (resistencia y capacitancia en tejidos vasculares periféricos) y la liberación de adrenalina de la médula suprarrenal. Esto

conlleva cambios continuos en el *RC*, volumen sistólico y resistencia vascular sistémica alterando la presión arterial media, adaptándola a la intensidad y modalidad de la actividad que esté realizando el sujeto.

Esta regulación puede verse afectada por determinadas patologías o actividades (comunes, esporádicas o extraordinarias) de la vida diaria. En el primer caso destacan enfermedades como diabetes<sup>1</sup>, hipertensión<sup>2</sup>, patologías cardíacas<sup>3</sup>, depresión<sup>4</sup>, patologías renales<sup>5</sup> o incluso el sobrepeso<sup>6</sup>. En el segundo caso podemos hablar del estrés mental o psicológico<sup>7</sup> o el ejercicio físico<sup>8,9</sup>. Otros mecanismos que no deben ser ignorados son la temperatura corporal<sup>10</sup> y los cambios en el sistema renina-angiotensina<sup>11</sup>.

Durante el ejercicio físico el balance simpático-vagal depende de la intensidad y duración del ejercicio. Algunos autores<sup>12-14</sup> proponen que hasta intensidades de aproximadamente el 50% del  $VO_{2max}$  los cambios en *VRC* se deben principalmente a la disminución de la descarga parasimpático acompañada de un aumento progresivo de la influencia simpática. Encima de esta intensidad la *FC* y sus oscilaciones pasan a estar prioritariamente influenciados por la actividad simpática. En estas situaciones, las oscilaciones del *RC* también dependen de dos procesos oscilatorios que actúan como mecanismos de retroalimentación: respiración (arritmia sinorespiratoria); presión arterial (influencia barorrefleja); que a su vez se ven afectados por las características mecánicas de la actividad.

## Principales variables que influyen sobre registros de VRC en reposo

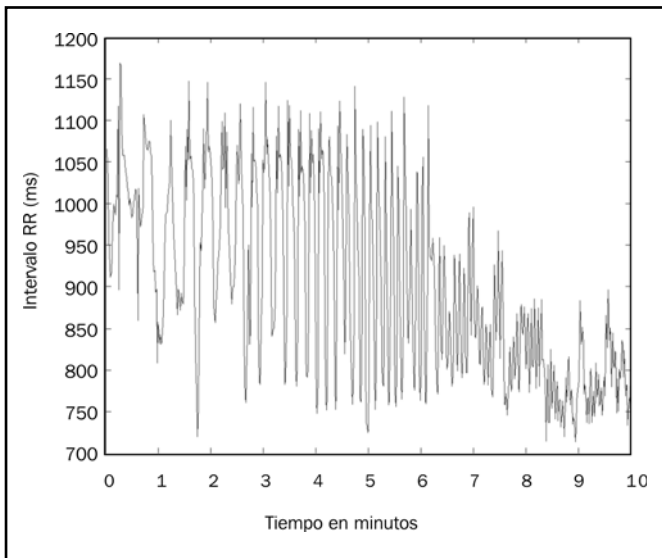
**Respiración.** El ritmo irregular que manifiesta el *RC* por influencia del ritmo respiratorio es lo que se denomina *arritmia sinusal* (*ASR*) (Figura 1). La relación entre el *RC* y las fases de la respiración depende del volumen corriente y la frecuencia respiratoria. La inspiración aumenta la *FC* y disminuye la *VRC* y durante la espiración la variabilidad aumenta y el ritmo cardíaco disminuye. Su incidencia es debida al efecto hidrodinámico que ejerce la respiración sobre el retorno venoso y este sobre la actividad del nodo sinusal (*reflejo de Bainbridge*). Los mecanismos fisiológicos que subyacen en la *ASR* no están totalmente determinados, existiendo varias teorías explicativas de este mecanismo: regulación central, reflejo pulmonar, reflejos auriculares, mecanismo local en el nodo sinusal, control por barorreceptores arteriales, oscilaciones en quimiorreceptores ( $CO_2$ ,  $O_2$  e  $H^+$ ) (Figura 1).

La importancia de la respiración en el ritmo cardíaco hace necesario controlar esta variable durante todo el registro recomendándose, a ser posible, la utilización de un metrónomo. No es tan relevante este control, fuera del campo experimental, siempre que el sujeto se mantenga durante todo el registro en reposo y con un ritmo normal no forzado de la respiración.

Es en los ritmos más bajos, dentro de la normalidad funcional (ritmos respiratorios de 12-14 respiraciones/minuto), donde son más relevantes los mecanismos de regulación dependientes del sistema de prealimentación (*feedward*).

**Posición del cuerpo.** Con la posición del cuerpo la *FC*, la *VRC* y la presión arterial del sujeto son algunos de los mecanismos que se ven alterados. El registro de *VRC* debe realizarse, preferentemente, tumbado

**Figura 1. Muestra un registro cardiaco, en modo R-R, de 10 minutos de duración en el que la durante la primera parte el sujeto respira a un ritmo lento (25"/respiración - 0.04 Hz) y se finaliza con una respiración más rápida hasta (2.5"/respiración - 0.4 Hz). Nótese como el aumento del ritmo respiratorio conlleva a una reducción de los intervalos R-R (aumento del RC).**



en posición supina y, en su defecto, sentado y en el máximo reposo. Posiblemente, esta última posición sea la que en ocasiones vaya a tener que utilizar los entrenadores en su control diario del entrenamiento. No es recomendable hacer el registro con el sujeto de pie. De cualquier forma, lo verdaderamente importante es respetar siempre el mismo protocolo de evaluación.

Distintos sistemas controlan el equilibrio hemodinámico del volumen sanguíneo, la función cardíaca y la resistencia vascular periférica para mantener la perfusión de los órganos durante los cambios posturales activos o pasivos. Al adoptar la posición de pie, una cierta cantidad del volumen sanguíneo ingresa en el sistema circulatorio pelviano y las extremidades inferiores. Este cambio inicialmente produce hipotensión transitoria que activa a los barorreceptores del cuerpo carotídeo y al sistema cardiopulmonar disminuyendo la descarga cardioinhibitoria basal a través de la vía del *núcleo del tracto solitario* de la *médula oblonga*. Esto disminuye el tono vagal y aumenta el tono simpático, con incremento del RC, resistencia vascular periférica, PA y volumen minuto.

**Presión arterial.** La PA representa la resistencia que ofrecen las paredes del lecho capilar al flujo sanguíneo, siendo proporcional al gasto cardíaco y a la resistencia periférica total. Esto se hace especialmente relevante en el caso de estudios con deportistas, ya que cualquier actividad física siempre va asociada con cambios hemodinámicos que alteran las condiciones de carga del corazón y el movimiento de sangre por el organismo que van acompañados de cambios en las resistencias periféricas influyendo sobre el flujo de sangre por los tejidos.

Durante el ejercicio el aumento de la PA responde a otros mecanismos. La tensión muscular que se produce durante el ejercicio genera una

vasoconstricción que obliga al sistema cardiocirculatorio a incrementar la presión para garantizar el flujo sobre la zona. Este aumento de la tensión se refleja a nivel cardíaco modificando aspectos mecánicos de la contracción del músculo cardíaco y activando receptores específicos (reflejo barorreflejo y receptores de bajas presiones). Estos receptores son mecanorreceptores que responden al estiramiento de la zona donde se encuentran ubicados (cayado aórtico y bifurcación carotídea). Desde estas zonas parten vías aferentes que van hacia el *bulbo raquídeo* para inervar núcleos que intervienen en el control cardiovascular, donde interactúan con el *núcleo del tracto solitario*, el *núcleo dorsal del nervio vago* y el *centro vasomotor*, desde donde parten las vías eferentes.

**Estrés mental y emocional.** El estrés va vinculado a un aumento de catecolaminas en plasma, FC y la PA a pesar de que no se produzca más que una inconsistente modificación de los impulsos del nervioso simpático. Aunque el estrés mental ha sido en su mayoría relacionado con un aumento en la actividad nerviosa simpática muscular hay algunas evidencias que sugieren, en ocasiones, una escasa relación entre esta respuesta y los cambios en la FC y la PA<sup>15</sup>. En esa línea, Peressutti *et al.*<sup>7</sup> sugieren la existencia de una adaptación gradual, tanto del sistema autónomo como cardiovascular, vinculada a la relajación que se detectan en meditadores Zen a medida que alcanzan estados meditativos más profundos.

## Utilidad práctica del estudio de la VRC en el deporte

En los últimos años la VRC ha sido utilizada numerosas veces en el estudio de la actividad física y sus numerosas manifestaciones. Entre las diferentes aplicaciones podemos señalar:

- Detección de alteraciones funcionales<sup>16-18</sup>.
- Asimilación de cargas de entrenamiento<sup>9,19-24</sup>.
- Prevención estados de sobreentrenamiento<sup>25-27</sup>.
- Evaluación funcional del deportista<sup>28,29</sup>.
- Determinación de umbrales<sup>19,30-33</sup>.
- Diseño de cargas de entrenamiento<sup>34</sup>.
- Respuesta aguda al ejercicio<sup>32,35-37</sup>.

## Métodos de análisis de la VRC

Durante los últimos años la metodología de la evaluación de la VRC ha sufrido un avance significativo y continuas transformaciones. Recientemente se han propuesto nuevas formas de estudio que aumenta considerablemente la información que nos proporciona. La utilidad de este parámetro en el entrenamiento pasa por disponer de una metodología fiable y, a la vez, relativamente sencilla de manejar e interpretar por la mayor parte de los técnicos y deportistas. Esto es quizás el principal reto ante el que actualmente se encuentran los diseñadores de las tecnologías aplicadas al control de la frecuencia cardiaca, tanto si se encuentra en reposo como practicando algún tipo de actividad estable o creciente. Los procedimientos más utilizados se muestran en la siguiente tabla:

### 1. Métodos lineales Dominio tiempo

- Métodos estadísticos: SDNN, SENN, SDD, RMSD, NN50(%), pNN50.
- Métodos geométricos: Índice triangular RR, TINN.

**dominio frecuencia** ULF, VLF, LF, HF, VHF, UFF, Ratio LF/HF, Ratio HF/LF

- Transformadas de Fourier (FT, STFT)
- Modelos autoregresivos (AR)

**dominio tiempo frecuencia**

- Análisis wavelet
  - Transformadas wavelets continuas
  - Transformadas wavelets discretas
- Filtered Derivate with p-Value (FDpV)
- Integrated Pulse Frequency Modulation (IPFM)
- Time-varying threshold Integral pulse frequency modulation (TVIPFM)

**2. Métodos no-lineales**

**Espacios de fase**

- Función de correlación e información mutua
- Mapas de retorno
  - Escatograma (Plot) de Poincaré
  - Plot de Lorentz
  - Recurrence Plots

**• Biespectro**

**Medición de complejidad (entropía)**

- Exponente de Lyapunov
- Hausdorff dimension D
- Entropía de Kolmogorov
- Permutation entropy
- Entropía aproximada (ApEn)
- Sample entropy (SampEn)
- Entropía multiescala 8MSE9
- Dimensión de correlación
- Dimensión de inmersión

**Dimensión fractal**

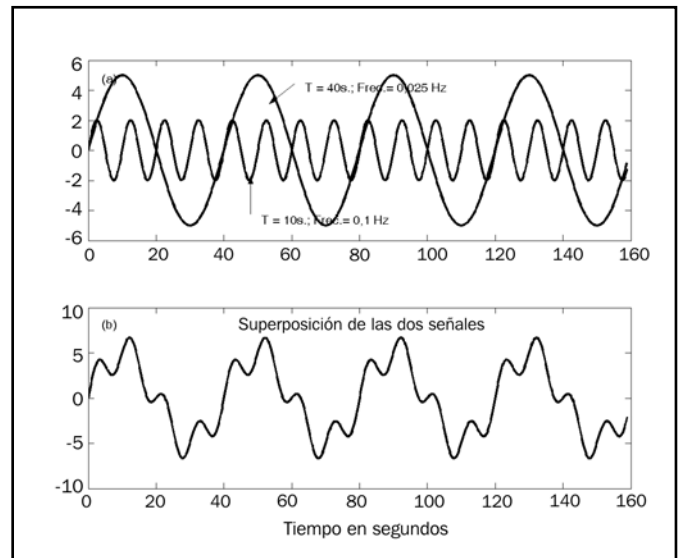
- Leyes de escala (Power Law)
- Detrended fluctuation analysis (DFA)
- Algoritmo de Higuchi
- Algoritmo de Katz.
- Exponente de Hurst

**Dinámica simbólica**

**Métodos del dominio frecuencia**

La descomposición de una señal en sus componentes de frecuencia (Figura 2) tiene su origen en los trabajos de Newton (1672) cuando habla de la descomposición de la luz blanca en un *espectro* de bandas de luz de diferentes colores (longitudes de onda o frecuencias). Posteriormente, el matemático Joseph Fourier (1768-1830) desarrolló una representación para señales periódicas de tiempo continuo en la forma de una sumatoria de sinusoides o exponenciales complejas de frecuencias armónicamente relacionadas. Aunque el trabajo de Fourier era aplicado a la conducción de calor, la herramienta matemática que propuso ha encontrado aplicaciones en numerosos campos de la ingeniería eléctrica y electrónica (Figura 2).

**Figura 2. Muestra dos señales sinusoidales con diferentes frecuencias y amplitudes (frecuencias de 0.025 and 0.1 Hz y amplitudes de 5 y 2 respectivamente). Ambas son mostradas por separado (arriba) y superpuesta (parte inferior).**



**Transformadas de Fourier.** Un análisis utilizando Transformadas de Fourier nos permite representar cualquier serie temporal periódica e irregular como una suma de funciones sinusoidales regulares, de distintas frecuencias, amplitudes y fases relativas. En esencia, se trata de descomponer o separar una función en sinusoides de distinta frecuencia, cuya suma restablece la señal original, y de esta manera, extraer el contenido en frecuencias de la señal o, lo que es lo mismo, analizar como ciertas frecuencias contribuyen a la señal.

Si  $x(t)$  es un observable, es decir alguna serie de valores obtenida matemáticamente o mediante algún sistema de medida y definida en cierto intervalo temporal  $0 < t < T$ , lo podemos representar como

$$x(t) = \sum_{n=0}^{\infty} a_n \cos(n\omega t) + b_n \text{sen}(n\omega t)$$

Donde  $\omega = 2\pi f$  es la frecuencia angular,  $a_n$  y  $b_n$  son coeficientes. Otra manera de expresar  $x(t)$  es en forma compleja

$$x(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} F_n e^{i2\pi nft}$$

o en forma integral

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} F(f) e^{i2\pi ft} df$$

La función  $F(f)$  es la transformada de Fourier de la función  $x(t)$  y se define como

$$F(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-i2\pi ft} dt$$

Se suele denominar *energía* contenida en la serie  $x(t)$  al valor

$$E = \int_0^{\infty} |x(t)|^2 dt$$

o bien a la suma de los cuadrados de los valores

$$E = \sum_{i=1}^{\infty} |x(i)|^2$$

Si la serie de datos es discreta, cumpliéndose el *teorema de Parseval*

$$E = \int_0^{\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |F(f)|^2 df$$

Que viene a indicar algo así como que la "energía" se conserva. Desde este punto de vista, podemos decir que cada *intervalo de frecuencia*  $df$  contribuye a la energía total en la cantidad  $|F(f)|^2 df$  y la *potencia promedio* (energía por unidad de tiempo) de la señal  $x(t)$  en todo el intervalo  $0 < t < T$  es  $\frac{E}{T}$ .

El valor  $P(f) = [F(f)]^2$  representa una potencia, es decir, energía por unidad de tiempo (variabilidad). Si la señal es periódica o cuasi-periódica, al representar la potencia  $P(f) = |F(f)|^2$  para cada valor de  $f$ , aparecerán sólo unos cuantos valores discretos, es decir, habrá líneas o picos sólo para algunas frecuencias (espectro de potencia discreto). Para el resto de frecuencias el valor será cero. En otros casos, el espectro de frecuencias puede ser continuo o distribuirse en bandas o intervalos.

En la práctica lo que tenemos son series temporales finitas y discretas, cuyos datos están separados entre sí por un intervalo  $\Delta t$  (intervalo de muestreo). Ahora bien, la componente con mayor frecuencia de la que se pueda extraer información es  $f_N = \frac{1}{2\Delta t}$  (conocida como *frecuencia de Nyquist*), que se corresponde con un periodo de  $T = 2\Delta t$ . Es decir, si  $\Delta t$  es por ejemplo 1 día, entonces  $T = 2$  días es el periodo más corto en el que podemos medir alguna periodicidad.

Una serie temporal es un muestreo de una variable de algún fenómeno, en principio continuo, del que medimos o tomamos datos cada cierto intervalo de tiempo. Si la frecuencia característica del fenómeno, que de hecho es la que nos interesa, es inferior a  $f_N$  se puede garantizar que la serie medida nos proporciona suficiente información y, por tanto, la serie contiene el máximo periodo dentro del que la dinámica se repite. Por ello, valores de  $\Delta t$  demasiado grandes producen distorsiones.

### Métodos tiempo-frecuencia aplicados al estudio de la VRC

Por ser la VRC claramente no estacionaria, estos métodos entregan una mayor cantidad de información acerca del balance simpático-vagal. Son una alternativa adecuada a los métodos espectrales clásicos que no pueden ser utilizados en *series no estacionarias* como la del RC cuando es sometida a un estrés como puede ser el ejercicio físico. De ellos el más versátil es la técnica tiempo-escala conocido como análisis Wavelet. El análisis wavelet es un procedimiento matemático que, al darnos información sobre el espacio, tamaño y dirección de una serie, nos ayuda a aislar, detectar y manipular patrones ocultos en series complejas y de gran cantidad de datos. También nos ayudan a visualizar con bastante precisión los comportamientos individuales de cada banda de frecuencia en el tiempo con independencia de la modificación de estrés que sufra el sistema.

**Wavelets.** La transformada wavelet representa una forma de analizar series temporales o cuyas frecuencias varían con el tiempo, lo que no está ni de lejos, al alcance del análisis de Fourier. Trata la señal desde una perspectiva Tiempo-Escala. Debemos recordar que existen

numerosos tipos de wavelets (Haar, Mexican Hat, Daubecheis, Symmlet, Coiflet, Gaussiana, Morlet, Meyer, Spline, Biorthogonal, etc.), siendo responsabilidad del investigador seleccionar el tipo de wavelet que mejor se ajuste a la señal que quiera evaluar. Estas funciones comparten la característica de ser funciones finitas que pueden ser manipuladas mediante funciones de dilatación y traslación que permiten estudiar con precisión la señal en el tiempo.

**Transformada Wavelet Continua (TWC).** La *Transformada Wavelet (TW)* permite la identificación de cambios temporales de modos dominantes de variabilidad, mientras que otros modelos como la Transformada de Fourier sólo nos dan el contenido espectral de la serie en su totalidad. La TW de una serie temporal, técnicamente, es la convolución con una función de base local llamada *wavelet*. Las wavelets son familias de funciones, definidas, tanto espacial como temporalmente, que son producidas por escalamiento y traslación de una simple función llamada *mother wavelet* o *función de base*:

$$\Psi_{a,b}(t) = |a|^{-1/2} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

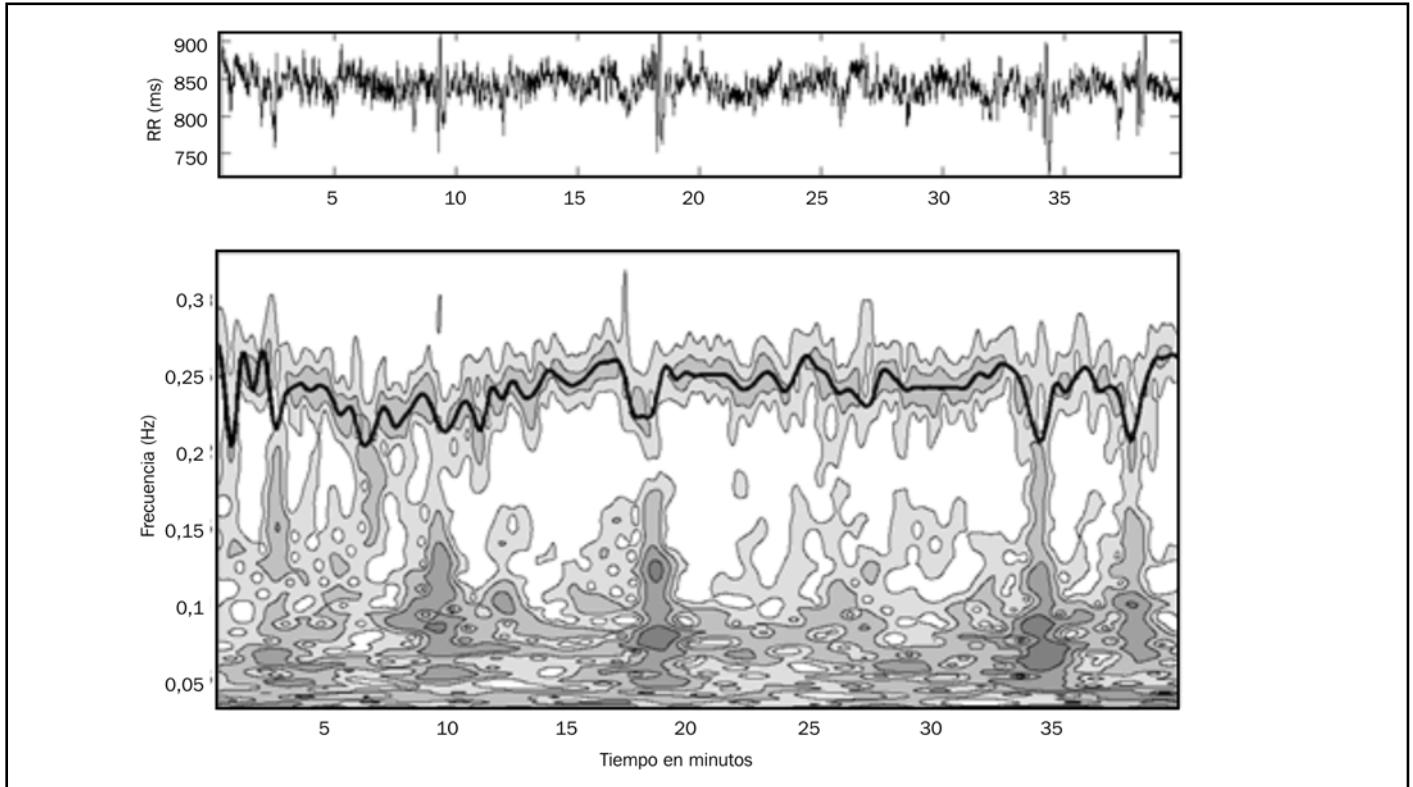
donde  $\Psi$  es la *mother wavelet*, y donde los parámetros de escala y traslación  $a$  y  $b$  varían continuamente sobre el conjunto de los números reales siempre que se cumpla que  $a \neq 0$ .

El parámetro de traslación  $b$  sitúa la función wavelet en el tiempo a lo largo de la señal, mientras que el valor de la escala permite hacer dilataciones y contracciones de la *mother wavelet*. La primera cuestión a considerar es que cada valor del parámetro de escala se corresponde con un valor de la frecuencia, pero esta correspondencia es distinta para cada función de base y ha de ser determinada. Algunos programas de ordenador dan la salida directamente en frecuencias. Por tanto a partir de ahora hablaremos de tiempo-frecuencia, pero entendiendo que el análisis se realiza en tiempo-escala.

La contribución de cada frecuencia a la energía de la señal viene ahora en función de las dos variables  $a$  y  $b$ , o bien  $f$  (*frecuencia*) y  $t$  (*tiempo*) que, de forma análoga al *análisis de Fourier*, tiene el sentido de una función de densidad de energía (bidimensional) conocida como *escalograma*. De otra manera, el escalograma es un indicador de como contribuye cada valor de la frecuencia a la energía total en cada instante de tiempo. Por tanto, la *energía* (o la *potencia*) será ahora una función de dos variables  $E(b,a)$ , tiempo y escala, o mejor  $E(t,f)$ , tiempo y frecuencia, lo que implica que para representarla debemos utilizar un gráfico en tres dimensiones, aunque en muchos casos resulta más adecuado el uso de líneas de nivel (*isolíneas*) en un *gráfico superficial* o en un *mapa de contornos* (Figura 3).

Integrando  $|WT(f, t)|^2$  sobre una escala específica, o banda de frecuencias, proporciona la potencia de la señal en esa banda de frecuencias. Es decir, si para cada valor de la escala (o de la frecuencia)  $f_1, f_2, f_3$ , etc. sumamos todos los valores a lo largo del tiempo y normalizamos, obtenemos como resultado un valor de la energía (o de la potencia) para cada frecuencia  $[P(f)]$ , lo que es una manera de obtener el espectro de Fourier. En realidad obtenemos una versión suavizada del análisis de Fourier. Por otra parte, si para cada valor del tiempo  $t_1, t_2, t_3$ , de la señal original, integramos o sumamos los valores para todas las frecuencias, obtenemos los valores de la energía como una serie temporal. En este caso nos referimos a la evolución en el tiempo de la *Energía Total* o

**Figura 3. Ejemplo de transformada wavelet continua de una señal cardiaca en reposo (registro R-R de la parte superior de la figura de 40 minutos de duración. La energía de la señal, en modo frecuencia, se representa mediante un mapa de contornos en escala de grises para las bandas de frecuencia entre 0.02 y 0.40 hercios.**



*Potencia Total.* Este procedimiento puede dar una información más precisa: podemos sumar, para cada valor del tiempo, sólo los coeficientes comprendidos entre una cierta banda de frecuencias y tendremos la evolución en el tiempo de la energía correspondiente a la banda de frecuencia que nos interesa.

La resolución en tiempo y frecuencia de la TWC depende de la escala. A alta frecuencia (valores de escala bajos), la resolución es buena en el tiempo, pero resulta pobre en frecuencia. A baja frecuencia (valores de la escala alta), la resolución en frecuencia es buena pero con peor resolución en el tiempo. Este fenómeno implica un cierto principio de incertidumbre, y es uno de los grandes problemas del análisis tiempo-frecuencia. Si precisamos las cosas en frecuencia el tiempo queda mal definido. Si por el contrario queremos un buen detalle de lo que pasa en cierto instante de tiempo perdemos información en lo que a la frecuencia se refiere. Los resultados de la TW son dependientes de la función de base elegida, lo que nos obliga a seleccionar cuidadosamente la *mother wavelet* a emplear en el análisis de la señal deseada. La TWC suele presentar algunos problemas sobre todo para series temporales largas. Su cálculo es más lento, suele utilizar mucha memoria de ordenador haciendo difícil su tratamiento gráfico y, además, contiene mucha información redundante. Piénsese que se debe realizar un cálculo para cada frecuencia y cada valor del tiempo.

**Transformada Wavelet Discreta (TWD).** La TWD se obtiene descomponiendo la serie temporal en otras señales que responden a

diferentes zonas del espectro de frecuencias. De esta forma es posible localizar, a través del espectro y en diferentes escalas, tanto fenómenos locales como *patrones de autosimilaridad*. Con la suma de los resultados del análisis de cada zona se reconstruye la función original.

La idea básica del esquema de una TWD es filtrar la serie de datos para obtener los coeficientes wavelet a diferentes niveles: la señal  $f$  de longitud  $N$  se descompone en coeficientes de aproximación  $cA_j$  y de detalle  $cD_j$ , mediante dos filtros (*quadrature mirror filter bank*) de paso bajo y de paso alto. El proceso de división puede ser repetido descomponiendo las sucesivas aproximaciones en componentes de resolución más baja. Esto es conocido como wavelet decomposition tree. Si una de las bandas de frecuencia presenta un interés especial en el detalle de los coeficientes, es posible ampliar el análisis mediante la *Wavelet Packet* (*Discrete Wavelet Packet Transform* o *DWPT*).

A cada nivel de descomposición ( $J$ ) se calculan los coeficientes de aproximación  $cA_J$  y los coeficientes de detalle  $cD_1, cD_2, \dots, cD_J$  y podemos así, reconstruir la señal de aproximación  $A_J(t)$  y las señales de detalles  $D_j(t), j=1 \dots J$ . Por lo tanto, la señal  $f(t)$  puede ser expresada como la suma de la aproximación más los detalles:

$$f(t) = A_J(t) + \sum_{j=1}^J D_j(t)$$

La importancia de la TWD radica en que nos permite descomponer la señal globalmente en señales ortogonales entre sí, cada una

de las cuales recogen información en distintas regiones o bandas de frecuencia, pero sin perder la evolución temporal o el carácter de serie temporal de las descomposiciones. Esto permite realizar análisis de la varianza, detectar patrones fractales, destacar zonas con comportamientos anómalos, etc. También la TWD nos permite eliminar componentes de muy baja frecuencia (*desestacionalizar o suprimir la tendencia de la señal*); eliminar componentes de muy alta frecuencia (*filtrar/suavizar*); obtener buenos ajustes o suprimir el ruido que no es de interés en el análisis de la señal objeto de estudio.

## Interpretación del espectro de frecuencia de una serie temporal de VRC

Sayers<sup>38</sup> describió tres bandas de frecuencia distintas en análisis de la VRC: *baja frecuencia* (<0.05 Hz), *media frecuencia* (0.06 a 0.10 Hz) y *alta frecuencia* (>0.15 Hz). Huang *et al.*<sup>39</sup> plantean la existencia de tres bandas de frecuencia: *la alta frecuencia* (HF: 0.15 a 0.5 Hz), *la media frecuencia* (MF: 0.08-0.15 Hz) y *la baja frecuencia* (LF: 0.02-0.08 Hz). El número de bandas útiles depende del tipo de registro: registro de larga duración o de corta duración.

En el corazón inervado, frecuencias superiores a 0.05 Hz son fundamentalmente consecuencia de los mecanismos de control que ejercen las ramas simpáticas y parasimpáticas del sistema vegetativo<sup>40</sup>. Como el sistema simpático es de respuesta relativamente lenta, tiene dificultades para incidir sobre frecuencias superiores a 0.2 Hz<sup>41</sup>, mientras que aquellas oscilaciones superiores a 0.2 Hz dependen del sistema parasimpático<sup>42</sup> y los ritmos respiratorios<sup>43</sup>. Los límites de estas bandas de frecuencia son universalmente aceptadas y responden a los siguientes valores de referencia.

- ULF (ultra baja frecuencia)	< 0.0033 Hz	Ciclo >5 horas
- VLF (muy baja frecuencia)	0.0033-0.04 Hz	Ciclo > 25 seg.
- LF (baja frecuencia):	0.04-0.15 Hz	Ciclo > 6 seg.
- HF (alta frecuencia):	0.15-0.40 Hz	Ciclo 2.5-6.0 seg.
- VHF (muy alta frecuencia)	0.40-1.00 Hz	

**Generalidades.** El peso de cada banda de frecuencia normalmente se expresa en valores absolutos de potencia (ms<sup>2</sup>). En ocasiones, los datos de los diferentes componentes de frecuencia no se distribuyen de manera normal, momento en el que se usa con frecuencia las transformadas logarítmicas. HF y LF también son expresadas en unidades normalizadas [ $LF/(PT-VLF) \times 100$ ;  $HF/(PT-VLF) \times 100$ ], las cuales representan los valores relativos de cada uno de los componentes de potencia en relación a los valores de potencia total de la serie menos el valor de la banda VLF<sup>44</sup>. Las unidades normalizadas tienden a minimizar los efectos de los cambios en PT correspondientes a los valores de LH y HF. Sin embargo, las unidades normalizadas deben ser siempre citadas junto a los valores absolutos de LH y HF y, de esta forma, poder describir adecuadamente la distribución de potencia en los componentes espectrales.

### Significado funcional de las bandas de frecuencia

**Banda de muy baja frecuencia.** En la actualidad no se sabe con exactitud el mecanismo fisiológico que regula el componente VLF, sin embargo, algunos trabajos señalan que está asociado al sistema renina-angiotensina<sup>45</sup>, los cambios en la volemia (termorreguladora o metabólica) y, en consecuencia, la respuesta barorreceptora ante estos cambios. Algunos estudios vinculan la banda VLF con la temperatura ambiental y

corporal y los mecanismos termorreguladores que conlleva<sup>9,46</sup>. Bianchi *et al.*<sup>44</sup> proponen que el índice VLF aumenta en determinadas fases del sueño (estados REM) y durante la actividad física.

**Banda de baja frecuencia.** El componente LF inicialmente se relacionó con la estimulación simpática (tono simpático)<sup>29,48</sup>. Los valores normalizados de LF son considerados como un índice de modulación simpática del RC. Algunos trabajos cuestionan esta hipótesis señalando que este componente refleja variaciones tanto del sistema simpático como parasimpático<sup>12,13,45,49</sup>.

Se acepta que cambios en la banda próxima a 0.1 Hz refleja cambios en los impulsos nerviosos del nervio simpático cardiaco y que cuando el organismo es estresado se observa una clara modificación de este espectro de frecuencia, disminuyendo su peso de forma significativa cuando el organismo está sometido a un estímulo muy importante (ejemplo: ejercicio físico de carácter submáximo o máximo). En realidad debemos señalar que LH corresponde a actividad del sistema nervioso simpático con modulación del parasimpático.

Hedelin *et al.*<sup>25</sup> plantean que las fluctuaciones de LF también se deben relacionar con la actividad barorreflexa, la termorregulación y estrés cardiovascular. Más concretamente, se señala que a frecuencias próximas a 0.1 Hz aparecen las oscilaciones conocidas como *ondas de Mayer* las cuales van ligadas a la regulación del sistema vasomotor. Recordemos que la homeostasis de la presión arterial es un mecanismo complejo, que depende entre otros de cambios hormonales (sistema de la renina-angiotensina y la vasopresina), moleculares (óxido nítrico) y, lógicamente, neurales (sistema nervioso autónomo).

Por efecto del entrenamiento, la dinámica del corazón se modificará (bradicardia en reposo) y se manifestará en un marcado incremento del espectro de HF y una disminución no significativa en el componente LH y del ratio LF/HF, mostrando una predominancia vagal del sistema siempre que este no vaya asociado a muy elevados niveles de entrenamiento<sup>50</sup>. Tulppo *et al.*<sup>51</sup> plantean que el entrenamiento aeróbico provoca, en sujetos sedentarios, cambios en el balance hacia un predominio vagal con incrementos en la banda HF y disminuciones en LF. Ielano *et al.*<sup>50</sup> señalan que cuando se aproximan al momento más importante de la temporada, la regulación neural cardiovascular muestra un claro cambio de predominancia vagal a simpática asociada a modificaciones en variables hemodinámicas e índices cardiacos y vasculares de modulación autonómica (relativa taquicardia en reposo y marcado incremento de la tensión arterial).

Para su correcta evaluación se necesita una serie de duración no inferior a 10 veces la longitud de onda de LF (6 a 25 segundos), ya que de esta forma se asegurará la estabilidad de la señal. Esto supone que el registro tenga una duración no inferior a 2'-3', aunque se establece como medida estándar 5 minutos (1025 puntos) para poder asegurar series estacionarias que describan adecuadamente cada espectro de frecuencia.

**Banda de alta frecuencia.** El componente de alta frecuencia HF, proporcional a la profundidad de la respiración, parece reflejar significativos cambios en la modulación que ejerce el sistema parasimpático (tono vagal). Sin embargo, la relación entre la VRC y el efecto parasimpático sobre el nodo sinuauricular no está claro y puede responder a diferencias individuales. Goldberger<sup>52</sup> indica que la relación entre estos dos parámetros se describe por una función en la cual hay una rama

ascendente donde la *VRC* se incrementa con un aumento del efecto parasimpático, probablemente por activación barorrefleja, hasta alcanzar una estabilización. Posteriormente la *VRC* disminuye con el incremento del efecto parasimpático.

Hedelin *et al.*<sup>25</sup> señalan que la actividad parasimpática se refleja por las oscilaciones de *HF* y las modulaciones simpáticas de las resistencias vasculares periféricas, mientras que la banda *LF* es responsable de las oscilaciones de la *RC*. La modulación vagal de *RC* está mediatizada por la acetilcolina que tiene un efecto inmediato sobre el nódulo sinoatrial. Recordemos que la acción moduladora del simpático está condicionada por la noradrenalina, la cual tiene un efecto de retardo sobre el nodo *SA*.

Debemos destacar la importancia que tiene la respiración sobre este componente. Normalmente se asocia el pico de alta frecuencia con la llamada arritmia respiratoria, que representa la influencia de la respiración en el flujo de impulsos simpáticos y parasimpáticos hacia el nodo *SA* y que se manifiesta por una taquicardia inspiratoria secundaria y un comportamiento opuesto durante la fase espiratoria. Frecuencias entre 0.20 y 0.35 se asocian a la *ASR*.

**Banda de muy alta frecuencia.** La banda de muy alta frecuencia (*VHF*) se encuentra situada entre 0.4 y 1.0 Hz. Su aparición resulta evidente durante la realización de ejercicio físico intenso.

## Bibliografía

1. Sacre JW, Jellis CL, Marwick TH, Coombes JS. Reliability of heart rate variability in patients with Type 2 diabetes mellitus. 2012. *Diabet Med* 29: e33–e40.
2. Konrady AO, Rudomanov OG, Yacovleva OI, Shlyakhto EV. Power spectral components of heart rate variability in different types of cardiac remodelling in hypertensive patients. *Med Sci Monit* 2001;7:58–63.
3. Binici Z, Mouridsen MR, Køber L, Sajadieh A. Decreased nighttime heart rate variability is associated with increased stroke risk. *Stroke* 2011;42:3196–201.
4. Thayer JF, Åhs F, Fredrikson M, Sollers JJ, Wager TD. A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neur Biobehav Rev* 2012;36:747–56.
5. Chandra P, Sands RL, Gillespie BW, Levin NW, Kotanko P, Kiser M, *et al.* Predictors of heart rate variability and its prognostic significance in chronic kidney disease. *Nephrol Dial Transplant* 2012; 27 (2): 700–709.
6. Tonhajzerova I, Javorka M, Trunkvalterova Z, Chroma O, Javorkova J, Lazarova Z, *et al.* Cardio-respiratory interaction and autonomic dysfunction in obesity. *J Physiol Pharmacol* 2008; 59 Suppl 6:709–718.
7. Peressutti C, Martín-González JM, García-Manso JM. Does mindfulness meditation shift the cardiac autonomic nervous system to a highly orderly operational state? *Int J Cardiol* 2012;154(2):210–2.
8. Verlinde D, Beckers F, Ramaekers D, Aubert AE. Wavelet decomposition analysis of heart rate variability in aerobic athletes. *Auton Neurosci* 2001;90(1–2):138–41.
9. Aubert AE, Seps B, Beckers F. Heart rate variability in athletes. *Sports Med* 2003;33(12): 889–919.
10. Armstrong RG, Ahmad S, Seely AJ, Kenny GP. Heart rate variability and baroreceptor sensitivity following exercise-induced hyperthermia in endurance trained men. 2012. *Eur J Appl Physiol* DOI 10.1007/s00421-011-1989-x.
11. Fateev MM, Sidorov AV, Grigorieva MV, Rakov AA, Fateeva KM. Heart rate variability in conscious and anesthetized rats under the action of angiotensin converting enzyme inhibitors. *Bulletin Experim Biology Med* 2012;152(5):590–4.
12. De Vito G, Galloway SD, Nimmo MA, Maas P, McMurray JJ. Effects of central sympathetic inhibition on heart rate variability during steady-state exercise in healthy humans. *Clin Physiol Funct Imaging* 2002;22:32–8.
13. Pichot V, Busso T, Roche F, Garet M, Costes F, Duverney D, *et al.* Autonomic adaptations to intensive and overload training periods: a laboratory study. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34(10):1660–6.
14. Sarmiento S, García-Manso JM, Martín-González JM, Medina G, Calderón FJ, Rodríguez-Ruiz D. Análisis tiempo-frecuencia de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) durante la aplicación de un esfuerzo incremental en ciclistas. *Vector-Plus* 2009;33:71–85.
15. Carter JR, Kupiers NT, Ray CA. Neurovascular responses to mental stress. *J Physiol* 2005; 564:321–7.
16. Perini R, Veicsteinas A. Heart rate variability and autonomic activity at rest and during exercise in various physiological conditions. *Eur J Appl Physiol* 2003;90:317–25.
17. Lu S, Yang H, Xiao D, Huang Y. Dynamic analysis of heart rate variability based on wavelet transform. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi* 2006;23(5):964–7.
18. Sree SV, Ghista DN, Kwan-Hoong NG. Cardiac arrhythmia diagnosis by HRV signal processing using principal component analysis. *J Mech Med Biol* 2012; DOI: 10.1142/ S0219519412400325.
19. 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.
20. Hautala AJ, Mäkikallio TH, Seppänen T, Huikuri HV, Tulppo MP. Short-term correlation properties of R-R interval dynamics at different exercise intensity levels. *Clin Physiol Funct Imaging* 2003;23:215–23.
21. Cottin F, Médigue C, Leprêtre PM, Papelet Y, Koralsztein JP, Billat VL. Heart rate variability and dynamic cardio-respiratory interactions during exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 594–600.
22. Pichot V, Roche F, Denis C, Garet M, Duverney D, Costes F, Barthélémy JC. Interval training in elderly men increases both heart rate variability and baroreflex activity. *Clin Auton Res* 2005;15(2):107–15.
23. Kiviniemi AM, Hautala AJ, Kinnunen H, Tulppo MP. Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *Eur J Appl Physiol* 2007;101(6):743–51.
24. Beauchamp MK, Harvey RH, Beauchamp PH. An integrated biofeedback and psychological skills training program for Canada's Olympic short-track speedskating team. *J Clin Sport Psychol* 2012;6:67–84.
25. Hedelin R, Kentta G, Wiklund U, Bjerle P, Henriksson-Larsen K. Short-term overtraining: effects on performance, circulatory responses, and heart rate variability. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(8):1480–4.
26. Buchheit M, Richard R, Doutrelau S, Lonsdorfer-Wolff E, Brandenberger G, Simon C. Effect of acute hypoxia on heart rate variability at rest and during exercise. *Int J Sports Med* 2004;25:264–9.
27. Baumert M, Brechtel L, Lock J, Hermsdorf M, Wolff R, Baier V, *et al.* Heart rate variability, blood pressure variability, and baroreflex sensitivity in overtrained athletes. *Clin J Sport Med* 2006;16(5):412–7.
28. Sandercock GRH, Brodie DA. The use of heart rate variability measures to assess autonomic control during exercise. *Scand J Med Sci Sports* 2006;16(5):302–13.
29. Freeman R. Assessment of cardiovascular autonomic function. *Clin Neurophysiol* 2006; 117: 716–730.
30. Yamamoto Y, Hugson RL, Nakamura Y. Autonomic nervous system responses to exercise in relation to ventilatory threshold. *Chest* 1992;101:2065–2105.
31. Anosov O, Patzak A, Kononovich Y, Persson PB. High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol* 2000; 83:388–94.
32. Cottin F, Leprêtre PM, Lopes P, Papelet Y, Médigue C, Billat V. Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling. *Int J Sports Med* 2006;27:959–67.
33. García-Manso JM, Martín JM, Sarmiento S, Calderón J, Benito P. Analysis of reply HRV in an incremental effort test: analysis time-frequency. *Fit & Perform J* 2007;6(3):181–7.
34. Mouroit L, Bouhaddi M, Tordi N, Rouillon JD, Regnard J. Short- and long-term effects of a single bout of exercise on heart rate variability: comparison between constant and interval training exercises. *Eur J Appl Physiol* 2004;92(4–5):508–17.
35. Sumi K, Suzuki S, Matsubara M, Ando Y, Kobayashi F. Heart rate variability during high intensity field exercise in female distance running. *Scand J Med Sci Sports* 2006;16: 314–20.
36. Barbosa E, García-Manso JM, Martín-González JM, Sarmiento S, Calderón FJ, Da Silva-Grigoletto ME. Effect of hyperbaric pressure during scuba diving on autonomic modulation of the cardiac response: application of the continuous wavelet transform to the analysis of heart rate variability. *Mil Med* 2010;175(1):61–4.
37. Leprêtre PM, Lopes P, Thomas C, Hanon C. Changes in Cardiac Tone Regulation with Fatigue after Supra-Maximal Running Exercise. *ScienWorld J.* 2012;281265.
38. Sayers BM. Analysis of heart rate variability. *Ergonomics* 1973;16:17–32.
39. Huang HH, Chan HL, Lin PL, Wu CP, Huang CH. Time-frequency spectral analysis of heart rate variability during induction of general anaesthesia. *BJ Anaesthesia* 1997;79 (6):754–8.
40. Akselrod S, Gordon R, Madwed JB, Snidman NC, Shannon DC, Cohen RJ. Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis. *Am J Physiol* 1985;249:H867–H875.



41. Taylor JA, Myers CW, Halliwill JR, Seidel H, Eckberg DL. Sympathetic restraint of respiratory sinus arrhythmia: implications for vagal-cardiac tone assessment in humans. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2001;280(6):H2804-814.
42. Toledo E, Pinhas I, Aravot D, Akselrod S. Very high frequency oscillations in the heart rate and blood pressure of heart transplant patients. *Med Biol Engineering Comp* 2003; 41:432-8.
43. Bernardi L, Salvucci F, Suardi R, Soldá PL, Calciati A, Perlini S, *et al.* Evidence for an intrinsic mechanism regulating heart rate variability in the transplanted and the intact heart during submaximal dynamic exercise? *Cardiovasc Res.* 1990; 24(12):969-81.
44. Achten J, Jeukendrup AE. Heart Rate Monitoring: Applications and Limitations. *Sports Med* 2003;33(7):517-38.
45. Kleiger RE, Stein PK, Bigger JT Jr. Heart rate variability: measurement and clinical utility. *Ann Noninvasive Electrocardiol* 2005;10(1):88-101.
46. Brenner IKM, Thomas S, Shephard RJ. Autonomic regulation of the circulation during exercise and heat exposure. *Sport Med* 1998;26(2):85-99.
47. Bianchi A, Scholz U, Kubicki S, Cerutti S. *Heart Rate variability in sleep states.* Annual International Conference of the IEEE Engineering in medicine and biology society. 1991;13:658-9.
48. Carter JB, Banister EW, Blaber AP. Effect of endurance exercise on autonomic control of heart rate. *Sports Med* 2003;33(1):33-46.
49. Kamath MV, Fallen EL, McKelvie R. Effects of steady state exercise on the power spectrum of heart rate variability. *Med Sci Sports Exerc.* 1993;23(4):428-34.
50. Iellamo F, Legramante JM, Pigozzi F, Spataro A, Norbiato G, Lucini D, *et al.* Conversion from vagal to sympathetic predominance with strenuous training in high-performance World Class Athletes. *Circulation* 2002;105:2719-24.
51. Tulppo MP, Hautala A, Mäkikallio TH, Rajja T, Laukkanen RT, Nissilä S, *et al.* Effects of aerobic training on heart rate dynamics in sedentary subjects. *J Appl Physiol* 2003; 95:364-72.
52. Goldberger JJ. Sympathovagal balance: how should we measure it? *Am J Physiol (Heart Circ physiol)* 1999;276(45):H1273-H1280.