

Análise da resposta HRV em uma prova de esforço incremental: análise tempo-freqüência

Analysis of reply HRV in a incremental effort test: analysis time-frequency

Análisis de la respuesta HRV en TEST de esfuerzo incremental: análisis tiempo-frecuencia

Artigo Original

García-Manso, JM¹

jgarcia@def.ulpgc.es

Martín-González, JM²

jgonzales@def.ulpgc.es

Sarmiento, S¹

ssarmiento@def.ulpgc.es

Calderón, J³

j.calderon@yahoo.com

Medina, G¹

gmedina@def.ulpgc.es

Benito, P³

bebito_benito@yahoo.com

¹Departamento de Educação Física. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

²Departamento de Física. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

³Faculdade de Ciências da Atividade Física e Esporte. Universidad Politécnica de Madrid.

García-Manso JM, Martín-González JM, Sarmiento S, Calderón J, Medina G, Benito P. Análise da resposta HRV em uma prova de esforço incremental: análise tempo-freqüência. *Fit Perf J.* 2007;6(3):181-7.

RESUMO: Introdução: Este estudo se propõe a descrever o comportamento da variabilidade do ritmo cardíaco (HRV) no domínio da freqüência, durante a realização de uma prova incremental até o ponto de esgotamento, com o uso da Transformada Rápida de Fourier (FFT) e de modelos auto-regressivos (AR). A metodologia tempo-freqüência mais útil na análise da HRV é a Wavelet, que será utilizada para explicar em detalhes a cinética HRV em um trabalho de carga incremental. **Materiais e Métodos:** Foram estudados 8 ciclistas masculinos (idade $17,12 \pm 1,11$ anos), praticantes de ciclismo em pista, através de uma prova de esforço em um cicloergômetro de freio eletromagnético, com escala de 25W a 1000W e incrementos mínimos de 1W/s. A Transformada Wavelet foi adotada por ser a ferramenta mais potente para a realização de uma análise tempo-freqüência de uma série temporal não-estacionária, como a freqüência cardíaca, depois de haver sido tratada pelos métodos *detrending*, suavização e filtragem. **Discussão:** As análises foram feitas em três zonas de esforço: a zona 1 (Z-1), com freqüências abaixo de 150 batimentos por minuto (bpm), a zona 2 (Z-2), com freqüências abaixo de 185 bpm e a zona 3 (Z-3), acima desses valores.

Palavras-chave: variabilidade de freqüência cardíaca, exercício, análise tempo-freqüência, Transformada Wavelet.

Endereço para correspondência: Departamento de Educación Física. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria - Edificio de Ciencias Básicas, Campus de Tafira, s/n - 35017, Las Palmas de Gran Canaria

Data de Recebimento: Janeiro / 2007

Data de Aprovação: Fevereiro / 2007

Copyright© 2007 por Colégio Brasileiro de Atividade Física Saúde e Esporte.

ABSTRACT

Analysis of reply HRV in a incremental effort test: analysis time-frequency

Introduction: This study describes the behavior of the cardiac rhythm variability (HRV) in the frequency domain, during the accomplishment of an incremental test until the exhaustion point, with the use of the Fourier Fast Transform (FFT) and auto-regressive models (AR). The Wavelet is the time-frequency methodology more useful in the HRV analysis, this will be used to explain in details the HRV kinetic in an incremental workload. **Materials and Methods:** There had been used 8 males track bikers (age 17.12 ± 1.11 years), through an effort test in a cycle ergometer of electromagnetic brake, with scale of 25W 1000W and minimum increments of 1W/s. The Wavelet Transform was adopted by being the most powerful tool for the accomplishment of a time-frequency analysis of a not-stationary secular series, as the cardiac frequency, after having been treated for the methods detrending, softness and filtering. **Discussion:** The analyses had been made in three zones of effort: zone 1 (Z-1), with frequencies below 150 beats for minute (bpm), zone 2 (Z-2), with frequencies below 185 bpm and zone 3 (Z-3), above of these values.

Keywords: cardiac frequency variability, exercise, time-frequency analysis, Wavelet Transform.

INTRODUÇÃO

Os intervalos temporários entre os batimentos do coração normalmente apresentam variações sutis que têm sua origem, em estado de repouso, na atividade do sistema nervoso autônomo (SNA). A análise destas variações é conhecida como variabilidade do ritmo cardíaco (HRV), parâmetro que é freqüentemente utilizado em medicina para investigação e diagnóstico de diferentes patologias, como diabetes, desemprego cardíaco, doenças coronárias ou arritmias^{1,2,3,4,5,6,7}. Nos últimos anos, a HRV vem sendo utilizada no campo do treinamento, mediante análise em repouso e em exercício. O HR (heart rate) é utilizado para o controle da fadiga, assimilação de cargas de treinamento, prognóstico de rendimentos e, mais recentemente, para o desenho de cargas de treinamento a partir de parâmetros determinados na avaliação dos esportistas^{8,9,10,11,12,13,14,15,16}.

Nesta linha, este estudo se propõe a descrever o comportamento da HRV no domínio da freqüência, durante a realização de uma prova incremental até o ponto de esgotamento. Devemos lembrar que a HRV, em registros de curta duração, pode ser avaliada por alguns métodos. Em contraste com as medidas de HRV, normalmente usadas no domínio do tempo, os atuais avanços da computação permitiram manipulações matemáticas dos dados no domínio da freqüência, com o uso da Transformada Rápida de Fourier (Fast Fourier Transform – FFT) e de modelos auto-regressivos (AR).

Mais recentemente, para a análise de sinais não-estacionários gerados a partir da aplicação de cargas de trabalho estáveis ou incrementais, passou-se a aplicar as metodologias tempo-freqüência. Este planejamento foi utilizado neste estudo e nos permitiu analisar o sinal em cada instante do registro, dispondo de uma informação mais

RESUMEN

Análisis de la respuesta HRV en TEST de esfuerzo incremental: análisis tiempo-frecuencia

Introducción: Este estudio se propone a describir el comportamiento de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) en el dominio de la frecuencia, durante la realización de un test incremental hasta el punto de agotamiento, con el uso de la Transformada Rápida de Fourier (FFT) y de modelos autoregresivos (AR). La metodología tiempo-frecuencia más útil en el análisis de la HRV es la Wavelet, que será utilizada para explicar en detalles la cinética HRV en un trabajo de carga incremental. **Materiales y Métodos:** Habían sido estudiados 8 ciclistas masculinos (edad $17,12 \pm 1,11$ años), practicantes de ciclismo en pista, a través de un test de esfuerzo en un cicloergómetro de freno electromagnético, con escala de 25 W a 1000 W e incrementos mínimos de 1W/s. La Transformada Wavelet fue adoptada por ser la herramienta más potente para la realización de un análisis tiempo-frecuencia de una serie temporal no estacionaria, como la frecuencia cardíaca, después de haber sido tratada por los métodos detrending, suavización y colada. **Discusión:** Los análisis habían sido hechas en tres zonas de esfuerzo: la zona 1 (Z-1), con frecuencias abajo de 150 pulsaciones por minuto (bpm), la zona 2 (Z-2), con frecuencias abajo de 185 bpm y la zona 3 (Z-3), arriba de esos valores.

Palabras clave: variabilidad de frecuencia cardíaca, ejercicio, análisis tiempo-frecuencia, Transformada Wavelet.

precisa e detalhada do ocorrido. As metodologias tempo-freqüência usadas neste estudo se baseiam em projeções ortogonais, onde as funções-base podem ser assumidas para a construção de blocos. A metodologia tempo-freqüência mais útil na análise da HRV é a Wavelet, que será utilizada para explicar em detalhes a cinética HRV em um trabalho de carga incremental.

MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

Foram estudados 8 ciclistas masculinos (idade $17,12 \pm 1,11$ anos), praticantes de ciclismo em pista e familiarizados com a realização de provas de esforço em cicloergômetros. Cada sujeito foi informado da natureza do estudo, dando seu consentimento

Tabela 1 - Características antropométricas e fisiológicas basais da amostra estudada

Idade (anos)	17.12 ± 1.11
Altura (cm)	69.96 ± 8.03
Peso (kg)	173.38 ± 6.15
Porcentagem Total (%)	9.05 ± 1.56
Circunferência Coxa (cm)	54.95 ± 2.79
Somatótipo (Endo-Meso-Ectomorfia)	$2.72 \pm 0.57; 4.00 \pm 0.73; 2.31 \pm 0.36$
FC repouso (bpm)	54.38 ± 8.81
Experiência prática ciclismo (anos)	4.75 ± 0.46

Tabela 2 - Características fisiológicas da amostra estudada em esforço

FC máxima (bpm)	196 ± 4,99
V _E máxima (L . min ⁻¹)	181,50 ± 20,20
Carga máxima (W)	427,50 ± 37,98
Carga relativa (W/kg)	6,14 ± 0,55
VO ₂ relativo (ml . min ⁻¹ . kg ⁻¹)	78,95 ± 7,63

voluntário por escrito. O trabalho se desenvolveu sob as diretrizes éticas da Declaração de Helsinque.

A porcentagem total de gordura foi calculada a partir de 6 pontos (tríceps, subescapular, supra-ilíaco, abdominal, coxa e panturrilha), aplicando a fórmula de Yuhasz¹⁷. As características antropométricas e fisiológicas basais da amostra encontram-se na Tabela 1.

Desenho Experimental

Todos os sujeitos realizaram uma prova de esforço em um cicloergômetro de freio eletromagnético (Jaeger® ER800), com escala de 25W a 1000W e incrementos mínimos de 1W/s. Anteriormente a cada teste, o sistema de análise de O₂ e CO₂ foi calibrado. Antes de realizar a prova incremental, os sujeitos permaneceram 2min em repouso sobre a bicicleta, medindo em seguida seus valores basais. Após um período de aquecimento de 10min (5min a 50W e 5min a 100W), os sujeitos pedalavam até o esgotamento, com uma cadência compreendida entre 80rpm (rotações por minuto) e 90rpm. Os incrementos de carga durante a prova foram de 5W a cada 12s (25W.min⁻¹). Os sujeitos respiravam ar ambiente através de uma válvula de baixa resistência com espaço de tempo conhecido. Todas as provas foram realizadas em condições atmosféricas similares (21 – 24°C e 45 – 55% de umidade relativa).

Procedimentos na tomada de dados

Obtenção de parâmetros ventilatórios. A medição da composição e volume do ar expirado foi realizada com um equipamento Jaeger Oxicon Pró® (Erich Jaeger, Alemanha), que segue as normas ATS (American Thoracic Society) e ECCS (European Communities Chemistry Society). O processamento dos dados respiratórios foi realizado com o software LabManager v4.53 (Erick Jaeger, Alemanha). Antes de cada teste, o analisador de gases foi calibrado usando ar ambiental (20,9% O₂ e 0,04% CO₂), mediante garrafa de calibragem (16% O₂ e 5% CO₂).

Obtenção de parâmetros cardíacos. A resposta cardíaca foi determinada por um monitor cardíaco da marca Polar modelo S810i (Polar Electro Oy, Finland) em modo batimentos por minuto. Este modelo foi validado em diferentes estudos^{18,19}. O processamento dos dados cardíacos se realizou mediante o software Polar Precision Performance SW v3.00 (Polar Electro Oy, Finland).

Tratamento dos dados. Os dados ventilatórios e cardíacos foram analisados e tratados usando o software matemático MATLAB v6.5 (MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

Análise do sinal HRV: time-frequency analysis (Wavelet Transform)

A metodologia conhecida como “time-frequency analysis” se comporta como uma ferramenta que permite ao observador detectar,

simultaneamente, mudanças no domínio tempo e no domínio frequência. Vários foram os modelos propostos: *Short-Time Fourier Transform* (STFT), *Gabor Transform* (Windowed Fourier Transform), *Wigner-Ville Distribution* (WVD) e a Transformada Wavelet. Neste trabalho, nós propusemos esta última, por entender que é a ferramenta mais potente para a realização de uma análise tempo-frequência de uma série temporal não-estacionária, como a frequência cardíaca depois de haver sido tratada pelos métodos *detrending*, suavização e filtragem.

As wavelets são famílias de funções que se geram pelo escalado e translação de uma função denominada wavelet mãe:

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

onde, Ψ é a wavelet mãe, e os parâmetros de escala e translação “a” e “b” variam continuamente sobre R, com a ≠ 0. Escalar uma wavelet significa estirá-la (ou comprimí-la). O parâmetro de escala “a” corresponde à informação de frequência. O parâmetro de translação “b” está relacionado com a localização da função wavelet, conforme ocorre sua mudança através do sinal. Isto corresponde à informação temporária da Transformada Wavelet.

A resolução em tempo e frequência da Transformada Wavelet depende da escala utilizada. Na alta frequência (baixa escala e janela pequena), a resolução em tempo é boa, mas a resolução em frequência é pobre. Na baixa frequência (alta escala e janela grande), a resolução em frequência é boa, mas a resolução em tempo é pobre. Neste trabalho, utilizamos a wavelet Morlet como uma função Gaussiana, a qual está equilibrada em tempo e frequência:

$$\Psi_0(t) = \pi^{-1/4} e^{i\omega_0 t} e^{-\frac{t^2}{2}} \quad [2]$$

Onde ω_0 é uma frequência indefinida que determina o número de ciclos da wavelet Morlet. Para ω_0 elevados, a resolução em frequência aumenta²⁰. Por este motivo, nós utilizamos vários valores para o parâmetro ω_0 , encontrando $\omega_0 = 20$ como o valor que se ajusta adequadamente a nosso objetivo.

A Transformada Wavelet Contínua (CWT) de uma função é definida por:

$$\mathcal{W}(a,b) = |a|^{-1/2} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad [3]$$

onde “a” e “b” são os parâmetros de escala e translação respectivamente, e Ψ é uma função wavelet base. O fator $|a|^{-1/2}$ é utilizado para a normalização da energia através de diferentes escalas. A contribuição à energia do sinal, em uma escala específica “a” e localização “b”, é dada pela função de duas dimensões conhecida como escalograma: $S(a,b) = |\mathcal{W}(a,b)|^2$, representando um espectro de potência média para todas as escalas e frequências, e que pode ser visualmente representada por uma imagem ou por linhas de mesmo nível (*isolines*).

Neste trabalho, o parâmetro “a” representará sempre a frequência em Hz, enquanto “b” será o tempo em segundos. Integrando

$S(f,t)$ sobre uma escala específica ou banda de freqüências $fb(t)$, $f1(t) < fb(t) < f2(t)$

$$S_{fb}(t) = \sum_{f=f1}^{f2} S(f,t) \Delta f \quad [4]$$

nos dá a evolução no tempo da potência correspondente à banda de freqüência $fb(t)$. Notar que os extremos da banda de freqüência podem variar no tempo. Se fb percorre toda a banda de freqüências possíveis, $S(t)$ será a potência total.

Se, de outra maneira, para cada valor de f integramos todos os valores de $S(f,t)$, desde o momento inicial t_0 até o final t_r ou seja

$$S_t(f) = \sum_{t=t_0}^{t_r} S(f,t) \Delta t \quad [5]$$

obteremos uma estimativa, através da CWT, do espectro de Fourier do sinal.

Para outros tipos de operações, tais como *detrending*, suavização ou filtragem, as séries temporais utilizam uma versão discreta de Transformada Wavelet, também conhecida como *Discrete Wavelet Transform* (DWT). A idéia básica do esquema DWT deve ser filtrar a seqüência de dados para obter os coeficientes wavelet em diferentes níveis. Assim, a análise DWT pode ser entendida como uma operação de filtragem onde o componente de alta freqüência (highpass) aparece nos coeficientes dos detalhes, cD_j , e os componentes de baixa freqüência (lowpass) nos coeficientes de aproximação, cA_j ²¹.

Em cada decomposição ou nível de referência J , os coeficientes de aproximação (cAJ), e os coeficientes de detalhe ($cd1, cd2, \dots, cdJ$) são obtidos. Dessa forma, nós poderemos reconstruir o sinal $AJ(t)$ e os detalhes do sinal $Dj(t)$, $j = 1, \dots, J$. Portanto, o sinal $f(t)$ deve ser expresso como:

$$f(t) = A_J(t) + \sum_{j=1}^J D_j(t) \quad [6]$$

O uso do método DWT em operações como *detrending* ou suavização, nos dá um maior controle sobre o conteúdo na categoria freqüência, o qual pode ser eliminado. Entendemos que é importante conhecer o efeito, por exemplo, de *detrending* nas propriedades espectrais de séries temporais, como a utilizada no trabalho (intervalos temporais de freqüência cardíaca). A necessidade de eliminar VLF (very high frequency) na análise da HRV parte do fato que os componentes espectrais não-harmônicos formam a maior parte da energia espectral, e eles não têm propriedades coerentes, alterando a análise devido à sua influência nos algoritmos de base²².

Neste trabalho, todos os cálculos foram efetuados com o MATLAB Software Package e, para o cálculo da CWT, usamos as rotinas propostas por Torrence e Compo²³.

Séries

Os sinais temporais de HRV geram um tempo irregular de amostragem que deve ser levado em conta. Para conseguir uniformizar o tempo de amostragem, fizemos uma interpolação linear dos dados em toda a série. Usando outras técnicas de interpolação,

nós entendemos que alteravam levemente o sinal original. A interpolação por *splines*, por exemplo, exagerava os valores de HF (high frequency) sem, contudo, afetar seriamente o resultado final. Para checar até que ponto a representação das regiões seria mais problemática (as de muito alta freqüência podem ficar deformadas pelo método), sobrepomos no espectrograma o sinal do ritmo respiratório, obtida por um método diferente, e conveniente transformada em Hz.

Detrending

Os intervalos temporais entre cada batimento determinam a série não-estacionária durante o exercício físico (especialmente de carga incremental) e, portanto, as séries temporais incluem uma tendência base de baixa freqüência. Os componentes de muito baixa freqüência são utilizados habitualmente para séries de mais longa duração (registros de aproximadamente 24 horas), mas afetam seriamente o espectro de freqüência do sinal HRV usado neste estudo. Por isso, usamos uma DWT para decompor o sinal em J escala wavelet, com filtros wavelets tipo Daubechies (Db)²⁴. Assim, o sinal desestacionalizado é reconstruído usando os coeficientes wavelets na escala $J-1$.

DISCUSSÃO

O exercício atua como um estímulo modificador da homeostase do organismo, ativando todos os sistemas funcionais para assegurar uma resposta fisiológica (sistemas respiratório, cardiocirculatório, etc.) complexa, de acordo com a intensidade da atividade a qual é submetido. Enquanto esta seja de baixa intensidade, o organismo se encontrará pouco estressado e responderá com solvência ao requerido, mostrando, contudo, maiores oscilações na resposta adaptativa desencadeada. Podemos dizer que, neste momento, o organismo se encontra em uma fase de elevada sensibilidade, na qual percebe mínimas alterações que se produzam no comportamento de qualquer de seus sistemas. Esta forma "simples" de responder à carga irá desaparecendo com o aumento da mesma e do stress gerado.

Centraremos a discussão na análise de dois aspectos. Por um lado, veremos em cada zona como se comporta a energia do sinal Power Spectral Density (PSD em ms^2) e, por outro, analisaremos a resposta dos picos de freqüência (fp) no tempo. Ambas as análises serão feitas seguindo os critérios da *Task Force*, que divide o sinal em bandas de freqüência: LF (low frequency) $<0.15Hz$; HF (high frequency) $0.15Hz-0.4Hz$; VHF (very high frequency) $>0.4 Hz$.

HF apresenta, em repouso, entre 12 e 18 ciclos por minuto, enquanto durante a realização de um exercício pode apresentar 85-100 ciclos por minuto. Em repouso, HF é usado como um índice cardíaco da atividade nervosa parassimpática e reflete também a arritmia sinusal respiratória (RSA), se sincronizando com as mudanças dos volumes respiratórios e a freqüência respiratória^{25,26,27,28,29,30}. A relação entre BF e HF diminui quando a BF aumenta e é maior quando os volumes de ar respirado aumentam²⁵. Não obstante, o ritmo do ciclo da atividade realizada (passada em corrida ou pedalada em ciclismo) incidirá sobre o ritmo respiratório, no ritmo cardíaco e, portanto, na evolução dos picos de HF em situações de fadiga intensa gerada pelo exercício.

A vinculação de LF e parâmetros fisiológicos é mais comprometida, não existindo na atualidade consenso neste ponto, mesmo que habitualmente seja admitido que é induzida pelo controle cardiovascular simpático e vagal^{2,26,31}.

Na figura 1 está representado o espectrograma CWT de uma série de HRV. Nela, à primeira vista, é possível destacar três zonas

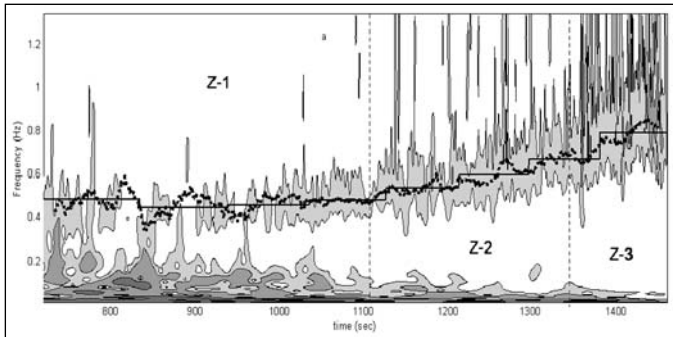


Figura 1. O espectrograma CWT (Morlet wavelet com $\omega_0 = 6$) mostra os componentes de frequências (Hz) sobre o tempo (s). Nele estão marcadas as três zonas (Z-1, Z-2, Z-3) e se sobrepôs a cinética da frequência respiratória (Hz) em pontos e um ajuste à mesma usando uma DWT (Daubechies wavelet com $\omega_0 = 8$) mediante linhas.

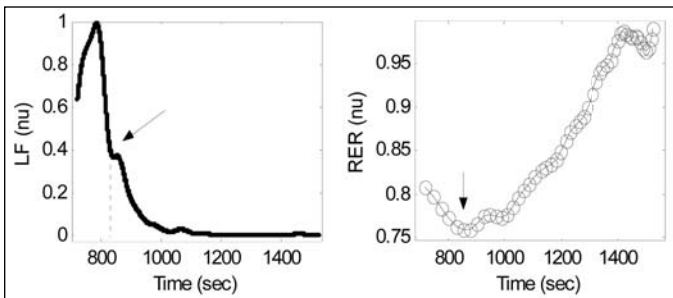


Figura 2. No gráfico da esquerda se representa a PSD da banda de baixa frequência (LF) frente ao tempo. No gráfico da direita está representada a cinética do RER frente ao tempo de duração da prova incremental. Os valores de LF e do RER se mostram normalizados.

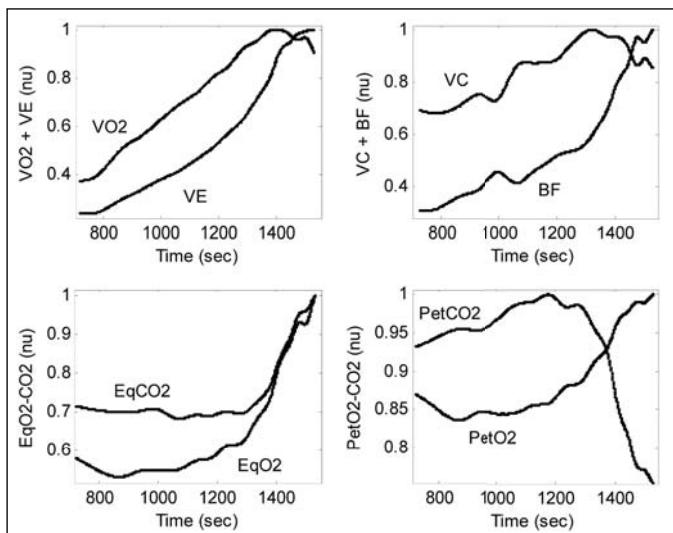


Figura 3. O gráfico superior esquerdo mostra a cinética do consumo de O_2 e a ventilação; o gráfico superior direito mostra a cinética do volume corrente e da frequência respiratória; o gráfico inferior esquerdo mostra o equivalente de O_2 e CO_2 ; e o gráfico inferior direito mostra a pressão parcial de O_2 e CO_2 . Em todos os gráficos, cada parâmetro ventilatório, em valores normalizados, é representado frente ao tempo de duração (s) da prova incremental.

claramente diferentes entre si. A primeira zona (Z-1) corresponde à parte de uma prova incremental na qual as cargas utilizadas estavam dentro do que se conhece como leves, e onde os sujeitos treinados trabalham em frequências próximas ou inferiores a 150 bpm. A segunda zona (Z-2) corresponde a cargas moderadas, nas quais sujeitos treinados trabalham com uma resposta cardíaca inferior a 185 bpm. A última zona (Z-3) é a de esforço máximo onde se trabalha a intensidades severas e com respostas cardíacas próximas à máxima. Em sujeitos treinados é possível encontrar pessoas que podem aumentar a intensidade de trabalho mantendo estável a resposta cardíaca nos seus valores máximos. Pelo contrário, sujeitos pouco treinados ou pouco adaptados a provas máximas em cicloergômetro é quase seguro que não apresentem essa estabilização no final da prova por abandonar a mesma antes de chegar aos seus limites funcionais.

Análise Z-1

A zona I é uma fase de ativação funcional na qual o organismo responde as demandas energéticas necessárias para enfrentar uma intensidade baixa de trabalho. Nela a HRV se comporta de forma similar ao resto dos sistemas, já que a HR e a pressão sanguínea (BP) são o resultado de múltiplas influências fisiológicas que se auto-regulam para manter a homeostase cardiovascular. Na zona I, o organismo responderá aumentando a ventilação de forma proporcional ao aumento de carga, especialmente a partir dos valores de volume corrente (VC) e, algo menos, das mudanças na HR. Os EQO_2 e CO_2 e as pressões end-tidal ($Pet O_2$ e CO_2), apesar de mostrarem-se instáveis, se mantêm em valores mais ou menos constantes ao longo da mesma. Como a BF e o VC aumentam significativamente com o exercício, seu efeito mecânico sobre a variabilidade cardiovascular é importante.

Durante esta fase, a energia HRV diminuirá progressivamente com o aumento na intensidade da carga, o que se manifesta no espectrograma da CWT, com um aclaramento do sinal e com uma diminuição na PSD de cada uma das bandas (LF e HF-VHF). Os valores decrescem até alcançar valores muito próximos aos mínimos ao finalizar esta zona. O controle parassimpático diminui progressivamente com o aumento da carga, enquanto a atividade simpática aumenta para intensidades equivalentes a 100 p/m ou 50%_{máx}.

Mais uma análise exaustiva do sinal nos mostra que LF, nos primeiros instantes da prova, na qual as intensidades de trabalho ainda são muito baixas ($<25\%$ de $W_{máx}$), normalmente aumenta durante um curto período de tempo para posteriormente diminuir até o final da zona. Essa diminuição posterior, entre nossos sujeitos, apresenta dois pendentes diferentes (uma rápida e outra ligeiramente mais lenta na parte final). A partir deste momento, a PSD de HF-VHF e LF mostram comportamentos diferentes. Os valores da energia HF se mantêm estáveis ou aumentam ligeiramente, enquanto os de LF descem progressivamente.

O significado fisiológico exato desta queda nos valores LF não é conhecido. Não obstante, observou-se que, neste ponto, os valores do Quociente Respiratório (RER) eram muito baixos (0.78 ± 0.04), o que poderia estar vinculado com transições na resposta metabólica que, em Z-1, é de claro domínio aeróbico (β -Oxidação vs. Hidratos de Carbono). A partir deste momento, observou-se em todos os sujeitos um aumento progressivo no RER.

O aumento inicial de LF, paralelo à queda progressiva de HF e ao aumento do quociente LF/HF, já foi descrito por Sumi et al.³⁰, que sugerem que a atividade parassimpática foi suprimida e a atividade simpática aumentada. Também Casadei et al.³² encontraram que, nas cargas baixas iniciais de uma prova incremental, LF (%) aumenta ligeiramente enquanto se produz uma leve queda de HF (%), quando os sujeitos trabalhavam a uma intensidade de 110W. Por outro lado, os autores assinalam que LF, após sua drástica diminuição inicial a partir de 110W de intensidade, desaparece a 221W para permanecer constante até o final do exercício.

Podemos dizer que, de forma global, a PT e a potência espectral das bandas HF-VHF e LF mostram uma marcada tendência a diminuir com o aumento de carga. Este comportamento já foi descrito anteriormente em numerosos estudos^{10,33,34,35,36,37}.

Macor et al.³⁵ assinalam que, durante cargas incrementais, ocorre um aumento do tom simpático e uma queda da atividade parassimpática, como consequência do aumento dos parâmetros ventilatórios (BF, VE, VC, etc.). Não obstante, seria um erro vincular as mudanças no espectrograma de HRV unicamente às mudanças no controle cardiovascular autônomo, especialmente quando o organismo é submetido a uma intensidade de trabalho mais elevada do que a aplicada no Z-1 de nosso estudo¹⁴. Isto se evidencia nas zonas posteriores de nosso protocolo.

No início da prova, o valor do quociente LF/HF aumentou em sete dos oito sujeitos analisados, em seguida estabilizando-se brevemente ou diminuindo até o final da fase. Só em um dos sujeitos não observamos com clareza este comportamento. Breuer et al.³³ assinalam que, mesmo com LF e HF diminuindo drasticamente ao trabalhar a 100W e 150W, o quociente LF/HF passou de 2,0 (em repouso) a 3,3, quando a resposta cardíaca era de 100bpm, para depois reduzir-se significativamente com o aumento de carga e o aumento das concentrações de catecolaminas e lactante plasmático. Os autores também assinalam que a atividade vagal é modulada pela potência de LF e HF, mas não aceitam que LF ou LF/HF possam ser utilizados como marcadores de modulação simpática ou balanço simpático-vagal.

Alguns estudos, no entanto, não têm encontrado uma subida significativa do quociente LF/HF com o valor de carga. Arai et al.³⁴, Tulppo et al.¹⁰, Cottin & Papelier²², assinalam que, tal qual ocorreu com um dos sujeitos de nosso estudo, o quociente LF/HF diminui com o aumento de carga. Habitualmente, o quociente LF/HF é utilizado como uma medida do balanço simpático-vagal, mas evidências experimentais sugerem circunstâncias sob as quais o quociente LF/HF e a modulação do nóculo SA pelo balanço simpático-vagal é pouco provável^{38,14}.

Análise Z-2

Podemos considerá-la como zona de transição no sinal HRV, onde a energia mostra seus valores mais baixos e a HR transita desde $\approx 149.13 \pm 7.26$ p/m a $\approx 183.50 \pm 3.89$ p/m no final. Do ponto de vista da atividade física, estaremos falando de intensidades moderadas de orientação aeróbica. As mudanças no sinal HR e HRV vão acompanhadas por modificações paralelas na resposta ventilatória.

Z-2 se inicia com o primeiro ponto de inflexão na BF, o primeiro aumento na ventilação não proporcional à carga, o valor mais

baixo do EqO₂, coincidindo com uma estabilização ou diminuição do EqCO₂ e com o momento no qual se estabiliza a PetCO₂ e a PetO₂. Tal comportamento foi utilizado por diversos autores para a determinação de VT1^{39,40,41,42,43,44,45,46}.

Da análise HRV se deduz que, nos oito sujeitos estudados, a PSD de PT, HF e LF em Z-2, mostram os valores mais baixos de toda a prova. No entanto, enquanto os valores de LF são mínimos e praticamente não mudam durante todo o tempo em que o sujeito trabalha nesta zona, a densidade espectral de HF mostra um leve aumento para a metade da mesma. As mudanças descritas em HF podem ser atribuídas a fatores não neurais, como o estiramento do nóculo SA^{32,47}. Próximo ao momento no qual a energia de HF apresenta este aumento, é quando também têm lugar mudanças apreciáveis nos sistemas respiratório e cardiovascular, os quais são muito parecidos aos utilizados para situar o VT2. Estas mudanças são: segundo ponto de inflexão na BF; segunda inflexão significativa na ventilação; começo de aumento do EqCO₂, com um aumento já existente do EqO₂; a Pet de CO₂ começa a diminuir de maneira acentuada, enquanto a Pet de O₂ começa a aumentar^{43,39,48,49}.

A inflexão de HF (aumento da energia de HF) pode ser vista de forma mais apreciável se o multiplicamos pelo valor do fp nesse mesmo instante. Este critério (fp e a PSD HF-VHF) foi proposto por Cottin et al.¹⁶ para determinar o T2 em uma prova de esforço. Como consequência do aumento de HF-VHF, também se observará um aumento em LF/HF quociente.

Z-2 finaliza quando se observa um segundo aumento da potência espectral total (PT), a qual tem lugar por um novo aumento de HF-VHF sem mudanças apreciáveis em LF. Lembramos que, desde o início desta zona, os valores de LF são mínimos, o que coincide com a maioria dos estudos revisados. Os esforços de alta intensidade devem estar associados com um completo desaparecimento de LF do espectro de frequências⁵⁰.

Análise Z-3

É uma zona na qual o organismo entra no que podemos denominar de uma situação de crise funcional, caracterizada por aproximar-se e, no final da mesma, alcançar os valores máximos na resposta respiratória e cardíaca. Não obstante, é necessário destacar que se observa um comportamento muito irregular nos últimos instantes, especialmente nos sujeitos com menores níveis de condição física. Estes momentos finais relacionam-se com os momentos de maior fadiga atingida pelos sujeitos.

No começo de Z-3 observa-se um moderado aumento nos valores de PT e HF-VHF, além de um aumento inicial e posterior estabilização de fp. Esta modificação do espectrograma de HRV aparece vinculada a um leve aplanamento nos valores de VO₂, o que, em fisiologia do exercício, corresponde a uma intensidade de trabalho denominada Velocidade Aeróbica Máxima (VAM)^{51,52}. O tempo que transcorre desde este ponto até o momento de esgotamento e, conseqüentemente, parada da atividade, nos dá uma informação similar, mesmo que evidentemente não a mesma, à qual nos proporciona o cálculo do Tempo Limite na Velocidade Aeróbica Máxima (Tlim)^{52,53,54}. Poder dispor desta informação a partir da resposta cardíaca e, mais concretamente, do HRV, resulta especialmente útil aos técnicos esportivos para o prognóstico, programação e controle do treinamento esportivo.

Quando os sujeitos se aproximam da zona de máxima fadiga, mesmo que o fp continue aumentando, a energia de HF-VHF diminui e se mostra instável, de forma similar ao comportamento dos parâmetros ventilatórios (estabilização ou diminuição de VO_2 ; estabilização de BF; diminuição de VC e manutenção ou leve descida de VE) e ligeiro aumento da PSD de LF.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Alkesrod S, Gordon D, Ubel FA, Shanon DC, Barger AC, Cohen RJ. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*. 1981;213:220-2.
2. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*. 1996;93:1043-65.
3. Malik M, Padmanabhan V, Olson WH. Automatic measurement of long-term heart rate variability by implanted single-chamber devices. *Med Biol Eng Comput*. 1999;37(5):585-94.
4. Malpas SC, Maling TJB. Heart-rate variability and cardiac autonomic function in diabetes. *Diabetes*. 1990;39:1177-81.
5. La Rovere MT, Pinna GD, Maestri R, Mortara A, Capomolla S, Febo O, et al. Short-term heart rate variability strongly predicts sudden cardiac death in chronic heart failure patients. *Circulation*. 2003;107:565-70.
6. Bigger JT Jr, Fleiss JL, Steinman RC, Rolnitzky LM, Kleiger RE, Rottman JN. Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction. *Circulation*. 1992;85:164-71.
7. Huikuri HV, Mäkilä TH, Raatikainen MJP, Perkiömäki J, Castellanos A, Myerburg RJ. Prediction of sudden cardiac death: appraisal of the studies and methods assessing the risk of sudden arrhythmic death. *Circulation*. 2003;108:110-15.
8. Levy WC, Cerqueira MD, Harp GD, Johannessen KA, Abrass IB, Schwartz RS, et al. Effect of endurance exercise training on heart rate variability at rest in healthy young and older men. *Am J Cardiol*. 1998;82(10):1236-41.
9. Boutcher SH, Stein P. Association between heart rate variability and training response in sedentary middle-aged men. *Eur J Appl Physiol*. 1995;70(1):75-80.
10. Tulppo MP, Mäkilä TH, Takala TES, Seppänen T, Huikuri HV. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *Am J Physiol*. 1996;271:H244-52.
11. Tulppo MP, Hughson RL, Mäkilä TH, Airaksinen KEJ, Seppänen T, Huikuri HV. 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):H1081-7.
12. Yamamoto Y, Hughson RL, Sutton JR, Houston CS, Cymerman A, Fallen EL, et al. Operation Everest II: an indication of deterministic chaos in human heart rate variability at simulated extreme altitude. *Biol Cybern*. 1993;69:205-12.
13. Schuit AJ, Van Amelsvoort LGPM, Verheij TC, Rijnke RD, Maan AC, Swenne CA, et al. Exercise training and heart rate variability in older people. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;31(6):816-21.
14. 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.
15. Billman GE, Kukiela 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.
16. Cottin F, Leprêtre PM, 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;27:959-67.
17. Yuhasz MS. The effects of sports training on body fat in man with predictions of optimal body weight. [tese de doutorado]. Urbana: University of Illinois Press; 1962.
18. Gamelin FX, Berthoin S, Bosquet L. Validity of the Polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38(5):887-93.
19. Kingsley M, Lewis MJ, Marson RE. Comparison of Polar S810 and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. *Int J Sports Med*. 2005;26:39-44.
20. Teich MC, Heneghan C, Lowen SB, Turcott RG. *Wavelets in Medicine and Biology*. Boca Raton: CRC Press; 1996.
21. Percival DB, Walden A. *Wavelets methods for time series analysis*. Cambridge: Cambridge University Press; 2000.
22. Cottin F, Papelier Y. Regulation of cardiovascular system during dynamic exercise: integrative approach. *Crit Rev Phys Rehabil Med*. 2002;14:53-81.
23. Torrence C, Compo GP. A practical guide to wavelet analysis. *Bull Am Met Soc*. 1998;79:61-78.
24. Daubechies I. *Ten lectures on wavelets*. Philadelphia: SIAM; 1992.
25. Hirsch JA, Bishop B. Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 1981;241:H620-9.
26. Pomeranz B, Macaulay RJB, Caudil MA, Kutz I, Adam D, Gordon D, et al. Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *Am J Physiol*. 1985;248:H151-3.
27. Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation*. 1991;84:482-92.
28. Blain G, Meste O, Berman S. Influences of breathing patterns on respiratory sinus arrhythmia in humans during exercise. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2005;288(2):H887-95.
29. Lamine SB, Calabrese P, Perrault H, Dinh TP, Eberhard A, Benchetrit G. Individual differences in respiratory sinus arrhythmia. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2004;286(6):H2305-12.
30. 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):314-20.
31. Japundzic N, Grichois ML, Zitoun P, Laude D, Elghozi JL. Spectral analysis of blood pressure and heart rate in conscious rats: effects of autonomic blockers. *J Auton Nerv Syst*. 1990;30:91-100.
32. 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;153:125-31.
33. Breuer HW, 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;70:144-9.
34. Arai Y, Saul JP, Albrecht P, Hartley LH, Lilly LS, Cohen SJ, et al. Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *Am J Physiol*. 1989;256:H132-41.
35. Macor F, Edgar 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;17:175-81.
36. 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;18:664-8.
37. Yamamoto Y, Hughson RL. Coarse graining spectral analysis: new method for studying heart rate variability. *J Appl Physiol*. 1991;71:1143-50.
38. Goldberger J. Sympathovagal balance: how should we measure it? *Am J Physiol*. 1999;276:H1273-80.
39. Neary JP, Bhambhani Y, Quinney HA. Validity of breathing frequency to monitor exercise intensity in trained cyclists. *Int J Sports Med*. 1995;16(4):255-9.
40. James NW, Adams GM, Wilson AF. Determination of anaerobic threshold by ventilatory frequency. *Int J Sports Med*. 1989;10:192-6.
41. Jones AM, Doust JH. The validity of the lactate minimum test for determination of the maximal lactate steady state. *Med Sci Sports Exerc*. 1998;30(8):1304-13.
42. Skinner JS, McLellan TH. The transition from to anaerobic metabolism. *Res Q Exerc Sport*. 1980;51(1):234-48.
43. Davis JA. Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc*. 1985;17(1):6-21.
44. Simon J, Young JL, Gutin B, Blood DK, Case RB. Lactate accumulation relative to the anaerobic and respiratory compensation thresholds. *J Appl Physiol*. 1983;54:13-7.
45. Wasserman K. The anaerobic threshold measurement to evaluate exercise performance. *Am Rev Respir Dis*. 1984;129(2 Pt 2):S35-40.
46. Wasserman K, Whipp BJ, Koyl SN, Beaver WL. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol*. 1973;35:236-43.
47. Lombardi F, Malliani A, Pagani M, Cerutti S. Heart rate variability and its sympathovagal modulation. *Cardiovasc Res*. 1996;32(2):208-16.
48. Wasserman K, Beaver WL, Whipp BJ. Gas exchange theory and the lactic acidosis (anaerobic) threshold. *Circulation*. 1990;81(1 Suppl):II14-30.
49. Wasserman K, Beaver WL, Whipp BJ. La teoría del intercambio gaseoso y del umbral (anaeróbico) de acidosis láctica. *Apunts XVIII*. 1991;7-39.
50. Perini R, Milesi S, Fisher NM, Pendergast DR, Veicsteinas A. Heart rate variability during dynamic exercise in elderly males and females. *Eur J Appl Physiol*. 2000;82:8-15.
51. Morgan D, Martin PE, Krahenbuhl GS. Factors affecting running economy. *Sports Med*. 1989;7:310-30.
52. Billat V, Renoux JC, Pinoteau J, Petit B, Koralsztein JP. Times to exhaustion at 100% of velocity at VO_2 max and modelling of the time-limit/velocity relationship in elite long-distance runners. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1994;69(3):271-3.
53. Hill DW, Rowell AL. Responses to exercise at the velocity associated with VO_{2max} . *Med Sci Sports Exerc*. 1997;29(1):113-6.
54. Berthoin S, Pelayo P, Lenseil-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):525-9.