
ACOPLAMENTO CARDIOLOCOMOTOR DURANTE A CORRIDA EM HOMENS TREINADOS E DESTREINADOS.

W. Materko*, J. Nadal* e A.M.F.L. Miranda de Sá*

*Programa de Engenharia Biomédica (PEB) /COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail:wollner.materko@gmail.com

Abstract: This study aims at identifying and describing the coupling of the cardiac and locomotor systems during running in trained and untrained males. Healthy young males volunteers were divided in two groups, trained (n = 8) and untrained (n = 8), and submitted to an anthropometric evaluation, followed by an incremental treadmill test. During this test it was recorded the electrocardiogram (ECG) in the lead DII and the electromyogram (EMG) of the vastus lateralis muscle of the right thigh. These signals were digitized using an analog to digital converter at a sampling rate of 1000 Hz, and processed off-line. Each cardiac and electromyographic cycle was detected to further study the coupling between these signals during incremental exercise on treadmill test. The analysis of the autoregressive power spectra (order 20) indicated phase synchronization and significant values of coherence around 0.1 Hz, without significant differences between groups.

Palavras-chave: Acoplamento cardio-locomotor, Teste de coerência quadrática, corrida.

Introdução

A resposta do organismo ao exercício resume-se nos ajustes requeridos ao adequado suprimento de oxigênio, sangue e substratos energéticos para sustentar a demanda energética da ação muscular [1]. Para este fim, ocorre uma mudança da modulação autonômica, com incremento da ação simpática e redução ou mesmo supressão da atividade parassimpática sobre os sistemas relacionados [2]. Portanto, o exercício físico envolve a interação de complexos sistemas de controle, principalmente pela atuação dos receptores específicos no controle autonômico, incluindo os barorreceptores, os quimiorreceptores e os mecanorreceptores musculares [2].

Essencialmente, a sincronização é entendida como a capacidade que sistemas, de diferentes naturezas, têm de formar um regime comum devido a uma interação ou força de acoplamento [3]. Neste sentido, denomina-se acoplamento cardiolocomotor como as interações entre os sistemas fisiológicos cardíaco e locomotor de característica dinâmica e de comportamento não-linear. Vários autores têm estudado a presença do acoplamento cardiolocomotor em condições de estresse físico, principalmente, durante o exercício como caminhada,

corrida ou ciclismo [4,5,6], teoricamente com o objetivo de otimizar a perfusão sanguínea para os grupamentos musculares exercitados, favorecendo com isso o transporte de oxigênio aos músculos ativos, minimizando as alterações ácidas do pH arterial, além da minimização do gasto energético do músculo cardíaco, e, conseqüentemente, retardando a fadiga muscular [6]. No entanto, nenhum trabalho, até o presente, descreveu estudo comparando o acoplamento do ritmo cardiolocomotor durante a corrida entre homens treinados e destreinados. Sendo assim, o objetivo do estudo foi de identificar e comparar o acoplamento dos sistemas cardiolocomotor durante a corrida em homens treinados e destreinados.

Materiais e Métodos

Voluntários

Participaram deste estudo 16 voluntários do sexo masculino, os quais, seguindo os critérios de Kasari [7] sobre o índice de atividade física, foram divididos em dois grupos de oito sujeitos: treinado (GT) e destreinado (GD). Considerou-se como critérios de inclusão: não utilizar qualquer recurso ergogênico ou medicamento que atue no sistema cardiovascular; não apresentar histórico de doenças pulmonares ou cardiovasculares; e não apresentar lesão osteomioarticular prévia.

Os procedimentos experimentais tiveram início após o consentimento verbal e a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme o protocolo experimental que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga (UFRJ), número do parecer: 257.728.

Protocolo de teste

Os testes foram realizados em esteira ergométrica 1580Itv (Bayaction, Brasil) e o protocolo foi realizado em quatro fases: (1) descanso de 5 min de forma passiva; (2) aquecimento de 5 min com a velocidade de 5 km/h; (3) teste de 10 min entre 70% a 75% da frequência cardíaca de reserva, a velocidade variando entre 5 e 12 km/h e sem inclinação; e (4) recuperação de 10 min, sendo 5 min de repouso ativo com a velocidade de 5 km/h e 5 min de repouso passivo.

A frequência cardíaca foi monitorada durante o teste com o monitor FT1 (Polar, Filândia) e para o cálculo da intensidade entre 70% a 75% da frequência cardíaca de reserva, foi estimada a frequência cardíaca máxima [8],

consequentemente, foi calculado o limite inferior e superior da frequência cardíaca de reserva para cada voluntário, em suas respectivas intensidades [9].

Acquisição de sinais

A atividade elétrica muscular foi aferida pelo eletromiógrafo de superfície CNX_04 (EMG System, Brasil) usando um amplificador diferencial, sendo que um canal do eletromiógrafo foi utilizado para a aquisição do ECG na derivação DII, por apresentar melhor qualidade do sinal e maior amplitude da onda R.

Todos os sinais foram adquiridos simultaneamente, digitalizados usando um sistema de aquisição de sinais com conversor AD de 12-bit modelo NI-USB 6008 (National Instruments, EUA), a uma taxa de amostragem de 1000 Hz, e armazenados em um microcomputador para processamento *off-line*. Todos os procedimentos de aquisição, armazenamento e controle de dados dos sinais digitais foram realizados com o *software* DAS, do aplicativo LabVIEW versão 11 (National Instruments, EUA) em um microcomputador com sistema operacional Windows 7 (Microsoft, EUA).

O EMG foi captado no músculo vasto lateral da coxa direita, com distância intereletrodos de 30 mm, seguindo o sentido das fibras musculares, a dois terços da distância entre a espinha ilíaca anterossuperior e a borda lateral da patela, seguindo o protocolo de SENIAM [10]. O ECG foi captado segundo os procedimentos do MISRA [11], com os eletrodos afixados no quarto espaço intercostal do lado esquerdo próximo ao esterno (polaridade positiva) e sobre a linha média entre o primeiro eletrodo e o ombro direito (polaridade negativa). O eletrodo de referência foi colocado sobre o processo estilóide da ulna direita.

Processamento de sinais

Todo o processamento de sinais foi realizado com programas escritos em Matlab versão 7.12 (The MathWorks, EUA) tendo como objetivo, primeiramente, detectar os ciclos de atividade cardíaca e mioelétrica para, posteriormente, estudar o sincronismo desses sinais durante o exercício em esteira.

Detecção dos batimentos cardíacos

Com o objetivo de distinguir o intervalo das ondas R (iRR), utilizou-se um detector de complexos QRS desenvolvido por BEDA *et al.* [12] no programa MECÂNICA. Primeiramente, o sinal de ECG passou por um filtro digital passa-banda com frequência de corte de 5-200 Hz, tipo Butterworth de 4ª ordem, com fase zero, para eliminar as flutuações de linha de base e o ruído de alta frequência. Em seguida, foram detectados os instantes dos picos das ondas R, com base no cruzamento com zero da derivada do sinal filtrado. O algoritmo seleciona inicialmente todos os picos do sinal acima de um limiar de 0,5 V e, a seguir, remove aqueles cuja distância ao um pico de maior amplitude é inferior ao período refratário, estabelecido em 250 ms. O algoritmo permite ainda a edição manual, com inspeção visual, para exclusão de batimentos ectópicos.

Detecção da atividade muscular

Para detecção do intervalo contração muscular (iCM) do sinal da EMG e, consequentemente, a passada que é caracterizada a cada dois ciclos de contração muscular, o sinal de EMG foi submetido a um filtro digital proposto por MELLO *et al.* [13], constituído de um filtro passa-altas com frequência de corte de 10 Hz, Butterworth de 2ª ordem, um filtro passa-baixas em 400 Hz, Butterworth de 4ª ordem, e seis filtros notch com larguras de banda de 2 Hz, Butterworth de 2ª ordem, centrados em 60 Hz e seus harmônicos até 360 Hz. O filtro resultante foi aplicado no sentido direto e reverso do sinal, com isso evitando distorção de fase.

Posteriormente, para obter a envoltória do sinal de EMG filtrado foi aplicado um filtro digital passa-baixas com frequência de corte em 3 Hz, Butterworth de 2ª ordem, também bidirecional, e em seguida foi calculado o valor médio quadrático (RMS).

Finalmente, aplicou-se o algoritmo para detecção dos ciclos da contração muscular, composto de duas etapas: (1) detecção do cruzamento por zero da derivada do sinal da RMS, onde o sinal da RMS é comparado com o limiar estipulado empiricamente em 0,04 μV , sendo todo o sinal transformado em um sinal binário, com os trechos de contração e não contração muscular representados por 1 e 0, respectivamente; e (2) edição manual, por inspeção visual, com intuito de reduzir o erro na detecção da contração muscular.

Acoplamento Cardiolocomotor

Os sinais iRR(t) e os iCM(t) foram interpolados por meio de uma *spline* cúbica e reamostrados a uma frequência de 5 Hz, para a obtenção de pontos equidistantes.

A análise do espectro de potência de cada sinal iRR(t) e iCM(t) foi realizada pelo modelo autorregressivo (AR) de ordem 20, baseado no método de Burg, sendo aplicado sequencialmente a cada série do iRR e do iCM em janelas do tipo Hamming de 25 s, com objetivo de retirar as tendências de muito baixa frequência.

Após o cálculo do espectro de frequência de cada janela, deslocada amostra a amostra, obteve-se vetores do espectro da densidade de potência de cada sinal, para sequencialmente, analisar o sincronismo de fase e a coerência entre esses sinais.

O sincronismo de fase é caracterizado pelo comportamento linear da diferença de fases dos sinais estudados ao longo do tempo, sendo representado por uma reta crescente no tempo [3], a qual que pode ser testada por regressão linear através de minimização do erro quadrático usando como variável dependente o tempo de duração dos testes e a variável independente a diferença de fases. Esse procedimento permite representar o sincrograma de fase dos ritmos cardíaco e locomotor.

A fase instantânea dos sinais iRR(t) e iCM(t) foi estimada pela transformada de Hilbert. Os sinais iRR(t) e iCM(t) foram pré-processados com um filtro digital

Butterworth de 2ª ordem passa-banda com frequência de corte superior em 0,15 Hz, para remover as oscilações de alta frequência associados principalmente com a frequência respiratória, e inferior em 0,05 Hz, para remover oscilações de muito baixa frequência. Este filtro foi aplicado nos sentidos direto e reverso do sinal, para evitar distorção de fase.

A partir de um sinal escalar $iRR(t)$ e $iCM(t)$, um sinal analítico $\zeta(t)$ é introduzido baseado na transformada de Hilbert, cujas fase ($iH(t)$) e amplitude ($A(t)$) são determinadas a partir das equações:

$$\zeta(t) = X(t) + iX_H(t) = A(t)e^{i\phi_H(t)} \quad (1)$$

onde iX_H é a transformada de Hilbert dos sinais $iRR(t)$ e $iCM(t)$, e:

$$X_H(t) = \pi^{-1} P.V. \int_{-\infty}^{\infty} \frac{X(\tau)}{t - \tau} d\tau \quad (2)$$

onde P.V. significa que a integral é tomada no sentido do valor principal de Cauchy.

A fase instantânea de cada sinal foi definida pela equação:

$$\phi_X(t) = \arctan \frac{X_H(t)}{X(t)} \quad (3)$$

Para analisar o sincronismo cardiocomotor foi calculado a diferença de fase (ϕ) dos sinais $iRR(t)$ e $iCM(t)$, dada por:

$$\phi = \phi_{iRR}(t) - \phi_{iCM}(t). \quad (4)$$

Além disso, a função de coerência quadrática foi analisada para testar a possibilidade do sincronismo cardiocomotor, ou seja, para um sistema linear onde $iRR(t)$ é o sinal de entrada e $iCM(t)$, o de saída, a coerência pode ser interpretada como sendo a fração de espectro de potência de $iCM(f)$ que é explicada por $iRR(f)$ em cada frequência.

A função de coerência entre dois sinais foi estimada dividindo-se a estimativa da potência do espectro cruzado destes dois sinais pelos auto-espectros de cada sinal:

$$\hat{\gamma}_{iRRiCM}^2(f) = \frac{\hat{S}_{iRRiCM}(f)}{\hat{S}_{iRRiRR}(f)\hat{S}_{iCMiCM}(f)} \quad (5)$$

onde: ^ indica estimação, $iRR(f)$ e $iCM(f)$ representam a densidade espectral da i -ésima época dos sinais $iRR(t)$ e $iCM(t)$, respectivamente.

Posteriormente, foi aplicada uma transformada Z de Fisher com intuito de aproximar a densidade de

probabilidade das estimativas da coerência a uma distribuição Gaussiana.

Análise Estatística

Os dados antropométricos foram inicialmente comparados com a curva normal, confirmando a distribuição como Gaussiana através do teste de Lilliefors. A análise estatística descritiva dos dados foi expressa como média \pm desvio padrão. Os GT e GD foram comparados por teste *t-pareado de Student* para variáveis independentes com objetivo de observar se houve diferença significativa nas características antropométricas e físicas. Os resultados da coerência do GT e GD foram comparados através da análise de variância (ANOVA) *one way* e do teste *post-hoc* de Tukey quando encontradas diferenças significativas. O nível de significância adotado foi de $\alpha = 0,05$. Todas as análises foram realizadas no Matlab versão 7.12 (The MathWorks, EUA).

Resultados

Não houve diferença significativa entre as características físicas e antropométricas dos voluntários do GT (idade: $23,7 \pm 5,1$ anos; estatura: $173,7 \pm 6,5$ cm; massa corporal: $77,5 \pm 8,5$ kg e gordura relativa: $16,4 \pm 5,1$ %) e GD (idade: $24,1 \pm 3,3$ anos; estatura: $174,2 \pm 4,6$ cm; massa corporal: $82,4 \pm 12,1$ kg e gordura relativa: $17,1 \pm 4,8$ %).

A figura 1 ilustra o sincronismo de fase, dado pela diferença de fases dos sinais do $iRR(t)$ e $iCM(t)$ ao longo do tempo. Foi observado sincronismo cardiocomotor em ambos os grupos, pois as retas resultantes mostraram-se crescentes no tempo, a uma taxa de 2π a cada ciclo oscilatório. O GD em média apresentou um ajuste melhor dos dados à reta (Figura 1A), enquanto o GT em média, apesar de ter apresentado um sincronismo, apresentou maiores erros de ajuste (Figura 1B).

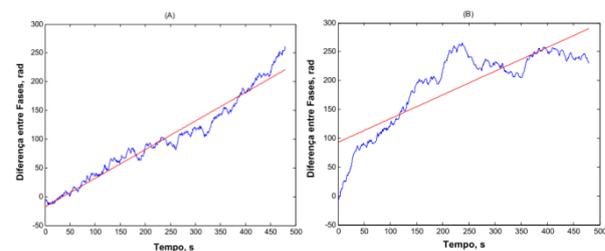


Figura 1. Sincronismo de fase entre os sinais $iRR(t)$ e $iCM(t)$ de um voluntário do GD (A) e do GT (B).

A função de coerência foi utilizada com o objetivo de verificar em qual frequência a fração de espectro de potência de $iCM(f)$ é explicada por $iRR(f)$ para ambos os grupos. O GT em média apresentou uma correlação moderada ($\gamma_{iRRiCM}^2 = 0,57 \pm 0,05$), na frequência de $0,10 \pm 0,04$ Hz, enquanto o GD em média apresentou uma correlação melhor ($\gamma_{iRRiCM}^2 = 0,62 \pm 0,08$), na frequência de $0,17 \pm 0,11$ Hz.

Ao aplicar a transformada Z de Fisher com objetivo de normalizar os resultados da função de coerência para ambos os grupos, obteve-se uma média de $0,64 \pm 0,16$ para o GT e $0,67 \pm 0,16$ para o GD. No entanto, não foi possível observar diferenças significativas.

Discussão

O presente estudo permitiu analisar e comparar o acoplamento cardiocomotor durante a corrida em homens treinados e destreinados. Os resultados confirmaram a presença do sincronismo de fase dos sistemas cardíaco e locomotor nos componentes espectrais de baixas frequências. No entanto, não houve diferenças significativas entre os dois grupos.

Similar ao presente estudo, estudos anteriores confirmam a presença do acoplamento cardiocomotor em condições de exercício físico [4,5,6,7], no entanto, nenhum estudo até o presente, estudou o acoplamento em diferentes níveis de condicionamento.

Nomura *et al.*, (2003) [5] mostraram que durante a corrida [205,6 (20,2) ms] ocorreram períodos de acoplamento mais longos quando comparado ao ciclismo [317,0 (18,1) ms], onde esse comportamento foi mais intermitente. Ao considerar que o acoplamento pode não ser contínuo e sim intermitente ao longo de um protocolo contínuo, pode-se pensar que o grau de condicionamento possa favorecer o acoplamento durante um teste num determinado percentual da máxima potência aeróbia. Entretanto, apesar da presença do acoplamento cardiocomotor, o presente estudo não evidenciou diferença significativa entre os grupos avaliados, e tal hipótese não foi confirmada.

Karavaev *et al.*, (2009) [14] investigaram a sincronização em baixa frequência entre os três principais processos rítmicos (respiratório, pressão arterial e frequência cardíaca) que regem a dinâmica cardiovascular em seres humanos com uma frequência fundamental próxima a 0,1 Hz, a qual corresponde às ondas de Mayer, que é um marcador fisiológico da atividade simpática. Resultados similares foram obtidos no presente estudo, suportando a hipótese desse mecanismo fisiológico ser o responsável pela sincronização em baixas frequências. No entanto, novos estudos são necessários para determinar até que ponto a onda de Mayer determina os resultados, bem como para comparar diferentes tipos de protocolo de exercício (por exemplo, moderado e intenso) e estudar o sincronismo em diferentes fases do exercício.

Referências

[1] Wasserman, K., Whipp, B.J. (1975) "Exercise physiology in health and disease", *The American Review of Respiratory Disease*, v. 112, n. 2, pp. 219-249.

[2] Patel, K.P., Zheng, H. (2012) "Central neural control of sympathetic nerve activity in heart failure following exercise training", *American journal of physiology*, v. 302, n. 3, pp. H527-37.

[3] Pikovsky, A. S., Rosenblum, M. G., Kurths, J. (2001) "*Synchronization: A universal concept in nonlinear sciences*". Cambridge: Cambridge University Press.

[4] Nomura, K., Takei, Y., Yoshida, M., *et al.*, (2006) "Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans", *European Journal of Applied Physiology*, v. 97, n. 2, pp. 240-7.

[5] Nomura, K., Takei, Y., Yanagida, Y. (2003) "Comparison of cardio-locomotor synchronization during running and cycling", *European Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 3-4, pp. 221-9.

[6] Kirby, R.L., Nugent, S.T., Marlow, R.W., Macleod, D.A., Marble, A.E.. (1989) "Coupling of cardiac and locomotor rhythms", *Journal of Applied Physiology*, v. 66, n. 1, pp. 323-9.

[7] Kasari, D., Heyward, V.H., Stolarczyk, L.M. (1976) "The FIT (Frequency Intensity Time) index of Kasari". Universidade de Montana. Human Kinetic.

[8] Inbar, O., Oten, A., Scheinowitz, M., *et al.*, (1994) "Normal cardiopulmonary responses during incremental exercise in 20-70-yr-old men", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 26, n. 5, pp. 538-546.

[9] Karvonen, M.J., Kental, E., Mustala, O. (1957) "The effects of training on heart rate: a longitudinal study", *Annales Medicinæ Experimentalis et Biologiae Fenniae*, v. 35, pp. 307-315.

[10] Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., *et al.*, (1999) *SENIAM 8: European 182 Recommendations for Surface Electromyography*, Enschede, Roessingh Research and Development.

[11] Misra, K.P. (2010) "A Primer of ECG. A Simple and Deductive Approach. 2ª ed. Hyderabad Universities Press.

[12] Beda, A., Jandre, F.C., Phillips, D.I.W. *et al.*, (2007) "Heart-rate and blood-pressure variability during psychophysiological tasks involving speech: influence of respiration", *Psychophysiology*, v.44, pp. 767-778.

[13] Mello, G.T.R., Oliveira, L.F., Nadal, J. (2007) "Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 87, pp. 28-35.

[14] Karavaev, A.S., Prokhorov, M.D., Ponomarenko, V.I *et al.*, (2009) "Synchronization of low-frequency oscillations in the human cardiovascular system". *Chaos*, v.19., n. 033112, pp. 1-7.