

DETECÇÃO OBJETIVA DE RESPOSTA CARDÍACA NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA AO ESTIMULO LOCOMOTOR DURANTE A CORRIDA

L.S. Cerqueira*, A. L. D’Affonsêca Netto*, R. G. T. Mello*^{***} e J. Nadal*

*Programa de Engenharia Biomédica/COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

**Departamento de Educação Física e Esportes (DEFE), Escola Naval, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: cerqueira@peb.ufrj.br

Resumo: O objetivo do presente estudo foi determinar se a frequência cardíaca é afetada por estímulos oriundos do ritmo locomotor, com acoplamento. Dez sujeitos realizaram uma corrida em esteira com a frequência de 152 passos/min controlada por metrônomo, com a frequência cardíaca mantida por 5 min em torno de 120 e 152 bpm. Trechos representativos de cada etapa foram selecionados utilizando-se sincrogramas e analisados por dois métodos: (1) diagramas de fase; e (2) técnica de medida de sincronismo de componentes. Em 80% dos casos, os métodos indicaram a ocorrência de sincronismo em trechos de 60 a 240 s apenas na segunda etapa, não permitindo determinar se houve acoplamento fisiológico ou coincidências forçadas pelo protocolo. Em apenas um dos casos estudados houve alteração prévia da frequência cardíaca no sentido da cadência de corrida, sugerindo a efetiva interação.

Palavras-chave: Acoplamento cardiocomotor, sincronismo de componentes, ritmo induzido.

Abstract: *This study aimed at determining whether heart rate is affected by stimulation of locomotor rhythm. Ten subjects ran on a treadmill at the rate of 152 steps per min controlled by a metronome, with the heart rate maintained at 120 and 152 bpm, during 5 min each. Representative epochs of each condition were selected by synchrograms and analyzed by two methods: (1) phase diagrams; and (2) the component synchronism measure. In 80% of cases, both methods suggested the occurrence of synchronism only in segments ranging from 60 to 240 s of the second condition. This does not allow determining if occurred real physiological couplings or just coincidences of rhythms induced by the protocol. Just one of the studied subjects showed early heart rate change towards to the running cadence, suggesting an effective entrainment.*

Keywords: *Cardio-locomotor coupling, entrainment, synchrony measure, induced rhythm.*

Introdução

Alguns estudos sugerem que os repetidos estímulos do ritmo locomotor durante o exercício físico causam importantes mudanças nas funções do miocárdio, principalmente por comandos aferentes [1-2]. Entre as variáveis mais afetadas estariam o intervalo entre batimentos cardíacos, a pré-carga e o volume sistólico

[3] nos diferentes instantes do ciclo cardíaco [4-5]. Este fenômeno tem sido denominado acoplamento cardiocomotor [1].

O sincronismo entre as flutuações espontâneas dos ciclos cardíacos e ciclos locomotores pode possuir informações ainda não elucidadas da regulação desses mecanismos e, portanto, ainda é uma pergunta em aberto. Também não é conhecido se a sincronização entre os diferentes sinais biológicos ocorre como consequência de algum acoplamento funcional ou de forma acidental [2].

A aplicação de técnicas de detecção objetiva de resposta no domínio da frequência tem sido preconizada para identificar a presença de resposta com base em testes estatísticos em sinais de eletroencefalografia. Entretanto, técnicas que usam informações da medida de sincronismo de componentes (CSM - *Component Synchrony Measure*) [6-7] ainda não foram empregadas no estudo do acoplamento cardiocomotor, sendo sua aplicação mais difundida na detecção de respostas corticais a estímulos [6-8]. A CSM mede o grau de sincronismo da fase entre os componentes espectrais. Considerando um sinal dividido em M trechos, o cálculo da CSM baseia-se na variância da fase dos componentes espectrais [7].

Dentro deste contexto, a identificação de interações entre os intervalos dos batimentos cardíacos e os das passadas se torna relevante para a compreensão do quanto efetivamente um ritmo fisiológico pode influenciar o outro, e mesmo se realmente existe um acoplamento. Dessa maneira, objetivo do presente estudo foi determinar se os batimentos cardíacos são afetados por estímulos do ritmo locomotor usando análise no domínio da frequência.

Materiais e métodos

Conforme o protocolo submetido ao CONEP, dez homens saudáveis, Aspirantes da Escola Naval (22 ± 2 anos, 84,7 ± 18,0 kg e 1,75 ± 0,03 m) realizaram um aquecimento durante 5 min, seguido de 15 min de repouso e 20 min de corrida na esteira com cadência fixa em 152 passos/min controlada com metrônomo [1]. Os sujeitos correram em uma frequência cardíaca (FC) alvo de 120 batimentos por minutos (bpm) durante os primeiros 5 min. Em seguida, (5-10 min) a velocidade da esteira foi aumentada gradualmente até os sujeitos alcançarem a FC alvo de 152 bpm, a qual foi mantida

até o final do teste. A velocidade da esteira foi mantida em uma faixa de 100-200 m/min e a inclinação em 0%.

Aquisição – Os sinais de eletromiografia (EMG) e eletrocardiografia (ECG) foram coletados por meio de um sistema de aquisição de dados (EMG System, Brasil), com razão de modo comum de 110 dB, impedância de entrada de 10 MΩ e ganho 2000. Um filtro analógico passa-banda com frequências de corte de 20 e 500 Hz foi utilizado para evitar artefatos de movimento e *aliasing*. Os sinais foram amostrados a 2 kHz por um conversor analógico-digital com resolução de 16 bits e faixa dinâmica ± 10 V. Os sujeitos foram preparados para a colocação dos eletrodos de superfície de Ag/AgCl no músculo gastrocnêmico lateral direito. Eletrodos para eletromiografia foram colocados de acordo com as recomendações do SENIAM [9], com distância intereletrodos de 35 mm, e o eletrodo de referência na sétima vértebra cervical. Um canal do eletromiógrafo foi utilizado para a aquisição do ECG na derivação DII, por apresentar maior amplitude da onda R.

Pré-processamento – Os sinais de EMG foram pré-processados para delimitar a banda de frequências de interesse do sinal, bem como para atenuar os ruídos da rede elétrica. Para tal, foram aplicados dois filtros digitais Butterworth, passa-altas de 2ª ordem com frequência de corte igual a 20 Hz e passa baixas de 8ª ordem com frequência de corte igual a 400 Hz [10]. Além disso, devido à contaminação do sinal por ruídos da rede elétrica, seis filtros notch foram aplicados para remoção de 60 Hz e seus harmônicos até 360 Hz. Estes filtros foram aplicados nos sentidos direto e reverso. Posteriormente, os valores absolutos destes sinais foram submetidos a um filtro Butterworth passa baixas de 2ª ordem (frequência de corte 20 Hz), de forma a obter o seu envelope linear. Os filtros foram aplicados nos sentidos direto e reverso para evitar distorções de fase.

O ECG foi filtrado por um filtro passa-baixas de 2ª ordem com frequência de corte 40 Hz, nos sentidos direto e reverso, para atenuação dos ruídos de EMG. Em seguida, foi detectada a série dos picos das ondas R, usando um algoritmo baseado em limiar fixo estabelecido em 50% do máximo do ECG. Todos os batimentos ectópicos foram descartados e substituídos pela média dos três batimentos anteriores e posteriores. A série de intervalos RR (iRR) foi interpolada para 1 kHz usando a interpolação *spline* cúbica.

Processamento – O procedimento de análise proposto foi aplicado a dois trechos distintos dos sinais de cada sujeito, com duração de 4 min para cada trecho. A escolha dos trechos foi baseada na ferramenta sincrograma (descrita a seguir), por meio da qual se procurou identificar um trecho claramente sem sincronismo e outro com aparente acoplamento, segundo os critérios dessa técnica (Figura 1).

Sincrograma – A técnica consiste em delimitar os ciclos locomotores de um dos membros inferiores e, a partir de seus inícios determinar os instantes de ocorrência dos batimentos cardíacos situados dentro do ciclo, os quais são exibidos consecutivamente em um

diagrama. Neste trabalho, o início do ciclo foi definido como o início da ativação mioelétrica do gastrocnêmio lateral direito. O período (t_r) em que a k -ésima onda R do ECG ocorreu em um ciclo foi medido a partir do início do ciclo locomotor (T_l). A fase relativa ($\phi_{r,l}$) do k -ésimo batimento cardíaco no ciclo da marcha foi calculada como [1]:

$$\phi_{r,l} = \frac{t_r}{T_l} \quad (1)$$

onde r e l são inteiros. Os valores de fase relativa foram analisados graficamente exibindo-se em cada linha vertical consecutiva as fases relacionadas ao mesmo ciclo locomotor. A sincronização de fase é caracterizada pela formação de linhas aproximadamente horizontais ao longo do exercício (Figura 1B), enquanto a ausência de sincronismo caracteriza-se por uma distribuição uniforme da fase dos batimentos cardíacos (Figura 1A).

Densidade espectral do envelope do EMG (PSD RMS-EMG) – A densidade espectral do ritmo locomotor foi estimada pelo método autorregressivo de 12ª ordem (Yule-Walker), após a remoção do *offset*. A sequência de dados de saída foi modelada por [11]:

$$y[n] = -\sum_{k=1}^p a_k y[n-k] + x[n] \quad (2)$$

onde $x[n]$ é a saída dos dados observados, e $y[n]$ é a entrada do sistema. A estimativa do espectro de energia pode ser calculada como:

$$P_{xx}^{AR}(f) = \frac{\hat{\sigma}_{yp}^2}{\left|1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k) e^{-j2\pi f k}\right|^2} \quad (3)$$

onde

$$\hat{\sigma}_{yp}^2 = r_{xx}(0) \prod_{k=1}^p [1 - |\hat{a}_k(k)|^2] \quad (4)$$

Medida de sincronismo de componentes – Conforme o desenvolvimento proposto em [6-7], para a análise da CSM foi utilizada a análise espectral pela soma de periodogramas, dados pela transformada de Fourier, e estimada a coerência por:

$$\hat{\rho}^2(f) = \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos \theta_i(f) \right]^2 + \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin \theta_i(f) \right]^2 \quad (5)$$

sendo $\theta_i(f)$ a fase da i -ésima observação da componente espectral f e M é o número de épocas (29-32 épocas).

A hipótese nula (H_0) de ausência de resposta é determinada partindo-se do pressuposto de que a fase esteja uniformemente distribuída entre 0 e 2π . Assim, as funções $\cos \theta_i$ e $\sin \theta_i$ apresentam média nula e variância $\frac{1}{2}$ para um número elevado de trechos [6-7]. A distribuição de CSM para H_0 é descrita por [6]:

$$\rho^2(f) \sim \frac{\chi^2_2}{M} \quad (6)$$

onde χ_2^2 é uma distribuição qui-quadrada com 2 graus de liberdade. O valor crítico para um nível de significância de α e M trechos é, então, obtido por:

$$\rho_{\text{crit},\alpha}^2(f) = \frac{\ln(1/\alpha)}{M} \quad (7)$$

Assim, a presença de uma resposta na frequência f é esperada quando $\rho^2(f) > \rho_{\text{crit},\alpha}^2$ [7]. O nível de significância considerado foi 0,05.

Resultados

A observação dos sincrogramas mostrou predominância da razão de dois batimentos cardíacos por ciclo locomotor, com poucos episódios de razão 3:1. Foi observado que a maioria dos batimentos cardíacos ocorreu em momentos distintos dos ciclos locomotores (Figura 1A), exceto nos trechos com formação de estruturas horizontais no sincrograma (Figura 1B), observadas na última fase do exercício e com durações variáveis de 60 a 240 s. Somente um sujeito exibiu as linhas horizontais em todo o experimento (Figura 2). A duração das contrações musculares, a frequência cardíaca, a frequência de passadas, o sincronismo de componentes e o pico da PSD RMS-EMG são apresentados na Tabela 1.

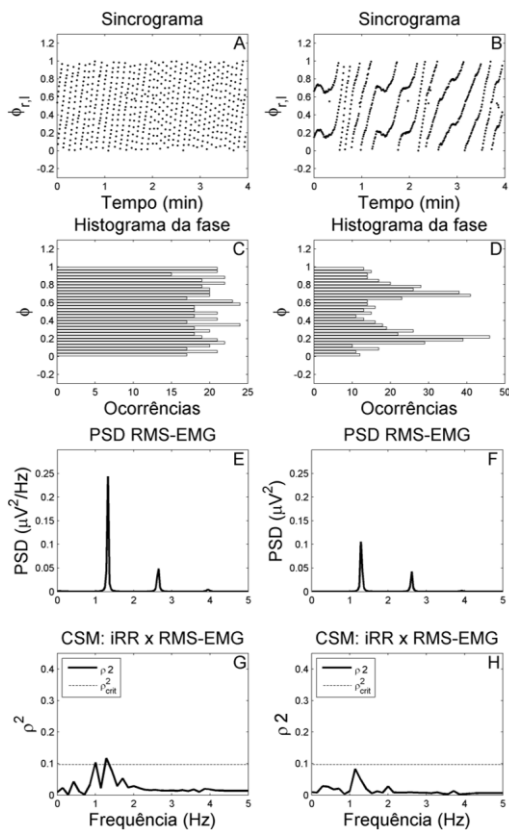


Figura 1: Caso com diferentes padrões no sincrograma para FC de 120 bpm (A) e 152 bpm (B). C e D - histogramas das fases relativas. E e F - espectros PSD RMS-EM. G e H - CSM com o valor crítico.

Tabela 1: Duração da contração muscular (dCM), frequência cardíaca (FC), frequência de passadas (FP), sincronismo de componentes (CSM) e frequência do pico da PSD RMS-EMG (Fpico)

Variável	Não Sincronizado	Sincronizado
dCM (ms)	275,89±116,58	249,71±93,40
FC (bpm)	145 ± 16	153 ± 11
FP (passos/min)	78 ± 2	79 ± 2
CSM (Hz)	1,300 ± 0,043	1,305 ± 0,026
Fpico (Hz)	1,300 ± 0,077	1,313 ± 0,036

Os histogramas de fase, normalmente com distribuição aproximadamente uniforme (Figura 1C) passaram a apresentar estruturas bimodais nos trechos de aparente acoplamento (Figuras 1D). Para todos os sujeitos, a PSD RMS-EMG apresentou um pico correspondente à cadência de passadas (~1,3 Hz) e nos harmônicos superiores (Figuras 1E e 1F). Quando observados, os casos significativos de CSM ocorreram apenas no primeiro harmônico (Figura 1G).

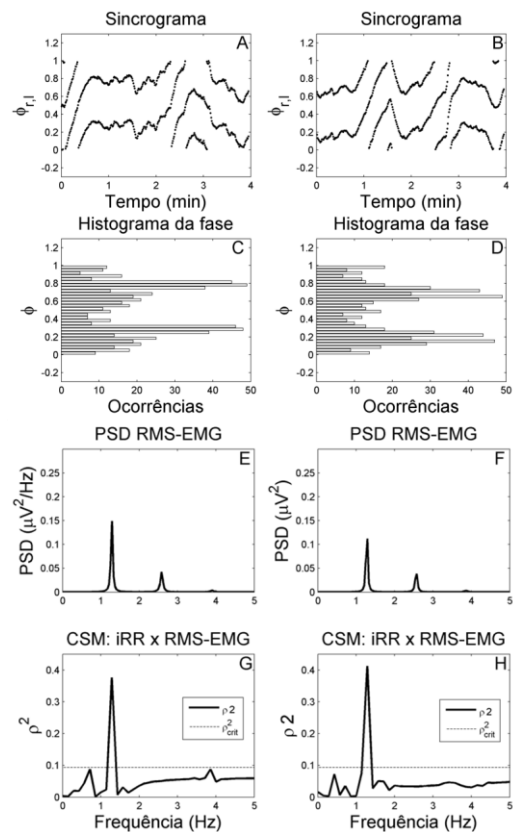


Figura 2 – Caso com sincrogramas similares para FC de 120 bpm (A) e 152 bpm (B). C e D - histogramas das fases relativas. E e F - espectros PSD RMS-EM. G e H - CSM com o valor crítico.

Medida de sincronismo de componentes – A CSM mostrou sincronismo de componentes do iRR com o ritmo locomotor na banda de frequências da PSD RMS - EMG para todos os sujeitos. Dos 10 sujeitos estudados, oito apresentaram CSM significativa apenas nos trechos com sincrograma indicativo de acoplamento. Entretanto, um sujeito apresentou o contrário, com CSM significativa apenas na condição não sincronizada (Figura 1). O décimo sujeito (Figura 2) mostrou sincronismo nas duas etapas.

Discussão

Este é o primeiro estudo que empregou a técnica de medida de sincronismo CSM no estudo do acoplamento cardiocomotor.

O protocolo adotado foi originalmente proposto por Nomura et al. [1] e consiste em duas etapas, sendo a primeira a frequência cardíaca (120 bpm) inferior à cadência de passos (152 passos/min) e a segunda busca igualar as duas, favorecendo um possível acoplamento (152 bpm e 152 passos/min). A sua aplicação resultou, em nove de dez sujeitos, em sincrograma sem padrão definido e com diagramas de fase uniforme na primeira etapa, além de sincrogramas indicativos de acoplamento (2:1) e diagramas de fase bimodais em alguns trechos da segunda etapa.

A aplicação da técnica de CSM concordou com esses achados em oito dos nove sujeitos, mostrando resultados contraditórios apenas no caso ilustrado na Figura 1. Observando o gráfico da Figura 1G, nota-se um pequeno pico em torno de 0,5 Hz, correspondente à frequência cardíaca, e outro em torno de 1,0 Hz, que poderia ser induzido pelo segundo harmônico do anterior. A existência desse pico acentuado pode ter levado o pico lateral, em 1,3 Hz a um valor levemente acima do valor crítico de significância, o que por definição pode acontecer em 5% dos casos (erro tipo I).

O que se pode questionar é se ocorreu de fato um acoplamento fisiológico na etapa final do exercício, ou se os trechos de “acoplamento” são frutos da coincidência de ritmos forçada pelo protocolo. Nesse caso, é interessante examinar melhor o caso do sujeito cujos resultados estão na Figura 2. A evolução das frequências cardíacas e das passadas ao longo de todo o exercício (Figura 3) é ilustrativa do que se deveria esperar de um acoplamento fisiológico de fato. O simples fato de aproximar os dois ritmos propiciaria o acoplamento de fase (no caso de dois batimentos por passada ou um batimento por passo), preservado por um longo tempo em uma extensa faixa de variação de cadência. Segundo esta interpretação, o sincronismo de fato teria sido observado em apenas um dos dez sujeitos analisados.

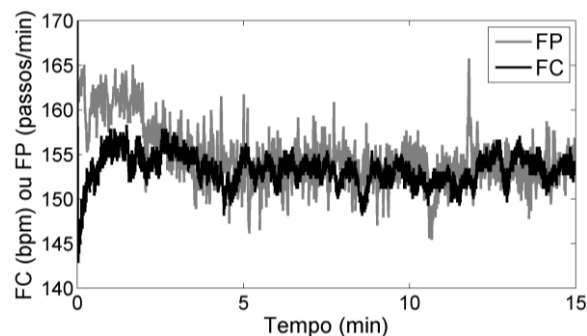


Figura 3: Evolução temporal da frequência cardíaca (FC) e da frequência de passadas (FP) (x2) do caso apresentado na Figura 2.

Assim, o emprego da técnica de CSM representa um avanço no estudo de sincronismo cardiocomotor, ao possibilitar a análise estatística em frequência. Entretanto, novos métodos devem ser investigados com vistas a descartar a detecção indevida de coincidências forçadas pelo protocolo experimental.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pelo CNPq e pela CAPES. O primeiro autor agradece pela bolsa de doutorado do CNPq.

Referências

- [1] Nomura K, Takei Y, and Yanagida Y. Analysing entrainment of cardiac and locomotor rhythms in humans using the surrogate data technique. *Eur J Appl Physiol.* 2001; 84:373–8.
- [2] Niizeki K, Intramuscular pressure-induced inhibition of cardiac contraction: implications for cardiac-locomotor synchronization. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol.* 2005; 288:R645–50.
- [3] Nomura K, Takei Y, Yoshida M, Yanagida Y. Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans. *Eur J Appl Physiol.* 2006; 97:240–7.
- [4] Nomura K, Takei Y, Yanagida Y, Comparison of cardio-locomotor synchronization during running and cycling, *Eur J Appl Physiol.* 2003; 89:221–9.
- [5] Niizeki K, Kawahara K, Miyamoto Y, Interaction among cardiac, respiratory, and locomotor rhythms during cardiocomotor synchronization. *J Appl Physiol.* 1993; 75:1815–21.
- [6] Melges DB, Miranda de Sá AMFL, Infantosi ACF. Frequency-domain objective response detection techniques applied to evoked potentials: a review. *Applied Biological Engineering: Principles and Practice.* 2012 InTech.
- [7] Miranda de Sá AMFL, Ferreira DD, Dias EW, Mendes EMAM, Felix LB. Coherence estimate between a random and a periodic signal: bias, variance, analytical critical values, and normalizing transforms. *J Franklin Inst.* 2009; 346:841–53.

- [8] Simpson DM, Tierra-Criollo CJ, Leite RT, Zayen EJ, Infantosi ACF. Objective response detection in an electroencephalogram during somatosensory stimulation. *Ann Biomed Eng.* 2000; 28:691–8.
- [9] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10:361-74.
- [10] Mello RG, Oliveira LF, Nadal J. Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram. *Comput Methods Programs Biomed.* 2007; 87:28–35.
- [11] Shiavi R. *Introduction to Applied Statistical Signal Analysis.* San Diego: Academic Press; 1999.