

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA**

**Alberito Rodrigo de Carvalho**

**SINCRONISMO CARDIOLOCOMOTOR: INTERAÇÃO ENTRE PARÂMETROS  
LOCOMOTORES, NEUROMUSCULARES E FISIOLÓGICOS E SUA  
REPERCUSSÃO SOBRE A BIOENERGÉTICA DA CORRIDA DE LONGA  
DISTÂNCIA**

**Porto Alegre**

**2017**

**Alberito Rodrigo de Carvalho**

**SINCRONISMO CARDIOLOCOMOTOR: INTERAÇÃO ENTRE PARÂMETROS  
LOCOMOTORES, NEUROMUSCULARES E FISIOLÓGICOS E SUA  
REPERCUSSÃO SOBRE A BIOENERGÉTICA DA CORRIDA DE LONGA  
DISTÂNCIA**

**Tese de Doutorado apresentada ao  
Programa de Pós-Graduação em Ciência  
do Movimento Humano da Escola de  
Educação Física, Fisioterapia e Dança da  
Universidade Federal do Rio Grande do  
Sul, como requisito parcial para a  
obtenção do título de Doutor em Ciência  
do Movimento Humano.**

**Orientador: Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga**

**Porto Alegre**

**2017**

**Alberito Rodrigo de Carvalho**

**SINCRONISMO CARDIOLOCOMOTOR: INTERAÇÃO ENTRE PARÂMETROS  
LOCOMOTORES, NEUROMUSCULARES E FISIOLÓGICOS E SUA  
REPERCUSSÃO SOBRE A BIOENERGÉTICA DA CORRIDA DE LONGA  
DISTÂNCIA**

**Conceito final:**

**Aprovado em 11 de agosto de 2017**

**BANCA EXAMINADORA**

---

**Profº. Dr. Alexandro Andrade – UDESC**

---

**Profª Dra. Gabriela Fischer – UFSC**

---

**Profº. Dr. Jerri Luiz Ribeiro – IPA**

---

**Profº. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro – UFRGS**

---

**Orientador - Profº. Dr. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga – UFRGS**

## **DEDICATÓRIA**

Ao longo de toda minha caminhada, não foram poucas as pessoas que estiveram ao meu lado, familiares e amigos, me incentivando e compartilhando, cada um a seu modo, sentimentos de ânimo e encorajamento. Por isso, em reconhecimento e retribuição, dedico esse trabalho a todos vocês, sem exceções. Esta dedicatória é uma forma de partilhar esse momento da minha vida com todos aqueles que se fizeram “coautores” desse trabalho.

### CIP - Catalogação na Publicação

Carvalho, Alberito Rodrigo  
SINCRONISMO CARDIOLOCOMOTOR: INTERAÇÃO ENTRE  
PARÂMETROS LOCOMOTORES, NEUROMUSCULARES E  
FISIOLÓGICOS E SUA REPERCUSSÃO SOBRE A BIOENERGÉTICA  
DA CORRIDA DE LONGA DISTÂNCIA / Alberito Rodrigo  
Carvalho. -- 2017.  
154 f.  
Orientador: Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio  
Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de  
Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto  
Alegre, BR-RS, 2017.

1. Esporte. 2. Marcha. 3. Acoplamento  
Cardiolocomotor. 4. Desempenho Esportivo. I. Peyré-  
Tartaruga, Leonardo Alexandre, orient. II. Título.

## AGRADECIMENTOS

Certamente essa é a parte mais delicada de uma tese, pois nossos agradecimentos devem ser sucintos proporcionalmente ao que a formalidade nos permite, mas tendo a extensão de toda ajuda que nos foi prestada ao longo de nossa trajetória. Por conseguinte, corremos o risco de cometer um erro tão grave quanto os erros tipo I e tipo II da estatística...estamos propensos a cometer o erro da injustiça.

Por isso, fugindo ao tradicionalismo, opto por não citar nomes nos agradecimentos por entender que cada ajuda que recebi foi importante e seria impossível descrever os autores de cada benfeitoria, incluindo os daqueles que me beneficiaram sem sequer me conhecerem ou eu os conhecer. Não importa o “tamanho” da ajuda dispensada, certamente ela foi na medida e no tempo adequado.

Agradeço a todos professores com quem tive o prazer de conviver nesse período de doutoramento. Muito obrigado não só pelas lições teóricas, mas também pelas lições de vida. Toda minha gratidão por acreditarem em mim.

Agradeço a todos os meus familiares que, apesar da distância física, sempre estiveram perto e com os quais aprendo a ser uma pessoa melhor a cada dia.

Aos companheiros dos “Grupos de Pesquisa”, e o plural é para ressaltar que isso não se restringe apenas ao grupo de pesquisa ao qual eu formalmente estava, estou e continuarei vinculado. Muito obrigado pelas trocas de experiências que foram tão importantes para o meu desenvolvimento acadêmico.

Aos amigos que ganhei como um presente ao longo desse tempo. Embora possa parecer clichê, e talvez seja mesmo, há uma frase na qual eu acredito muito, mesmo desconhecendo o autor: “as pessoas entram nas nossas vidas por acaso, mas não é por acaso que elas permanecem”. Muito obrigado pela amizade e pelos momentos bacanas que me proporcionaram. E obrigado pelas não poucas vezes que me ajudaram diretamente com atividades relacionadas à minha pesquisa.

A todos os funcionários da UFRGS, UNIOESTE, UFCSPA e PENNSYLVANIA STATE UNIVERSITY por toda ajuda durante o doutorado. Especialmente ao grupo de alunos (hoje já doutores e mestres) e professores da UFCSPA que abdicaram de seu tempo para me ajudar durante as coletas. O esforço de vocês eu jamais esquecerei.

A todos os bolsistas com os quais eu pude conviver e aprender. Vocês sabem que se cheguei até aqui, há muita contribuição de cada um de vocês.

Agradeço aos voluntários da minha pesquisa. Me sinto privilegiado por ter recebido a colaboração de todos vocês. Estou certo que se fez necessária grande dose de solidariedade e compreensão para realizar tantos testes, muitas vezes demorados e cansativos, apenas na intenção de ajudar. Indiscutivelmente, meu muito obrigado.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo fomento durante o Doutorado Sanduíche.

Enfim, a todos que direta ou indiretamente contribuíram de alguma forma para que eu chegasse até aqui. Muito obrigado.

## EPÍGRAFES

**“A vida é um caminho longo, onde  
você é mestre e aluno; algumas  
vezes você ensina, e todos os dias  
você aprende.”**

Autor desconhecido

**“Somos o que criamos em nós e  
temos o que detemos, bem como  
colhemos o que semeamos.”**

pelo espírito: Emmanuel

**“A vida não te reclama atitudes  
sensacionais, gestos impraticáveis,  
espetáculos de súbita  
grandeza.....pede simplesmente que  
sejas sempre melhor para aqueles  
que te cruzem os passos.”**

Chico Xavier



## RESUMO

**Introdução:** O sincronismo cardiocomotor (SCL) ocorre quando as frequências desses dois sistemas assumem um ritmo oscilatório comum e tem sido observado em atividades cíclicas. Porém, pouco se sabe sobre sua repercussão no desempenho esportivo. Dentre os possíveis efeitos do SCL destaca-se o aperfeiçoamento da função cardíaca e a consequente otimização da perfusão sanguínea nos músculos ativos, com redução no dispêndio energético do músculo cardíaco. Tais efeitos podem impactar positivamente a economia de corrida.

**Objetivo:** Analisar as interações entre parâmetros locomotores, neuromusculares e fisiológicos, especialmente o SCL, e a repercussão dessas interações na bioenergética da corrida de longa distância. **Métodos:** Corredores de longa distância realizaram testes de corrida em esteira rolante, com duração entre três e cinco minutos cada, em diferentes velocidades. Sinais de eletrocardiografia (ECG) e eletromiografia de superfície (EMG) dos músculos vasto lateral e gastrocnêmio medial foram registrados para determinar o SCL por meio da Coerência Wavelet que retornou o Coeficiente de Coerência Wavelet (CCW) variando de 0 (ausência de coerência) até 1 (coerência perfeita), bem como as frequências de sincronização (Freq Sincro). Nós consideramos o SCL como manifesto quando o  $CCW \geq 0,8$ . Os parâmetros espaço-temporais da corrida foram obtidos por cinemetria e os parâmetros energéticos (custo de transporte) e hemodinâmicos (pulso de oxigênio) por análise de gases metabólicos. Na análise estatística usou-se os Modelos Lineares Mistos Generalizados (GLMMs), com nível de significância de 5%.

**Resultados:** Em todos os testes, observamos poucos eventos considerados como SCL, em média menos de 1% dos dados analisados, embora tenhamos observado de forma sistemática um componente de frequência ( $F_{\text{sincro}}$ ) nos sinais centrado na frequência de passo, algo entre 160 a 170 passos  $\text{min}^{-1}$ , que pode ser indicativo do arrastamento da frequência cardíaca pela frequência locomotora. As diferenças estatísticas encontradas nas variáveis hemodinâmicas e metabólicas não parecem ser consequência da SCL. **Conclusão:** Visto que o SCL não foi identificado nos nossos achados, a repercussão deste nas variáveis mecânicas, hemodinâmicas e metabólicas, incluindo a economia de corrida, são apenas especulativas.

**Palavras chave:** Esporte, marcha, acoplamento cardiocomotor, desempenho esportivo

## ABSTRACT

**Introduction:** Cardiolocomotor synchronization (CLS) occurs when the frequencies of these two systems assume a common oscillatory rhythm and has been observed in cyclic activities such, but little is known about its repercussion in sports performance. Among the possible effects of CLS are the improvement of cardiac function and the consequent optimization of blood perfusion in the muscles involved in the activity, with reduction of the energy expenditure of the cardiac muscle. Such effects may positively impact the running economy. **Aims:** To analyze the interactions between locomotor, neuromuscular and physiological parameters, especially cardiolocomotor synchrony, and the repercussion of these interactions on bioenergetics of long distance running. **Methods:** Long distance runners performed treadmill running tests, lasting between three and five minutes each, at different speeds. Electrocardiography (ECG) and surface electromyography (SEMG) of the vastus lateralis and medial gastrocnemius muscles signals were recorded to determine the CLS by Wavelet Coherence that returned the Wavelet Coherence Coefficient (WCC) ranging from 0 (no coherence) to 1 (perfect coherence), as well as the synchronization frequencies (Freq Synchro). We considered CLS as manifested when  $WCC \geq 0.8$ . The running spatiotemporal parameters were obtained by cinematic and the energetic (cost of transport) and hemodynamic (oxygen pulse) parameters by metabolic gases analysis. Statistical analysis was performed using Generalized Mixed Linear Models (GLMMs), with a significance level of 5%. **Results:** In all tests, we observed rarely events considered as CLS, on average less than 1% of the data analyzed, although we systematically observed a component of frequency (Freq Synchro) in the signals centered on the step frequency, something between 160 and 170 steps  $\text{min}^{-1}$ , which may be indicative of the entrainment of the heart rate by the locomotor frequency. The statistical differences found in hemodynamic variables and metabolic variables do not seem to be a consequence of CLS. **Conclusion:** Since CLS was not identified in our findings, its repercussion on mechanical, hemodynamic and metabolic variables, including running economy, is just speculation. **Key words:** Sports, gait, cardiolocomotor coupling, sports performance

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1:</b> Figura ilustrativa do sincronismo de fase entre o sinal do traçado de eletrocardiograma (ECG) e o sinal eletromiográfico (EMG) do músculo vasto lateral. ....	15
<b>Figura 2:</b> Modelo conceitual para o acoplamento cardiocomotor durante a caminhada proposto por Novak e colaboradores. ....	17
<b>Figura 3:</b> Modelo hipotético do estudo. ....	21
<b>Figure 1A:</b> An example of spectral frequencies decomposition of vastus medialis muscle as a function of the time for one volunteer in just one test speed. ....	41
<b>Figure 2A:</b> A graphic interpretation of CLS by WCC strength analysis. ....	43
<b>Figure 3A:</b> Effect of speed on the center frequency of vastus lateralis (SEMG <sub>MNF-VL</sub> ) and gastrocnemius medialis (SEGM <sub>MNF-GM</sub> ) muscles ....	47
<b>Figure 4A:</b> The distribution of frequencies of synchronization into the WCC strength categories. ....	48
<b>Figure 1B:</b> Effect of speed changes associated with integrative and biomechanical covariates on the cost of transport (CoT). ....	70
<b>Figure 2B:</b> Tendency lines to verify the relationship between speed and CoT for two approaches: mean of speeds clusterized by category (clustered speeds) and all speeds performed individualized (individualized speeds). ....	73
<b>Figure 1C:</b> The effect of the WCC strength categories from ECG-VL and ECG-GM synchronization on the relative O <sub>2</sub> pulse and the correspondent frequency of synchronization of the category. ....	96
<b>Figure 2C:</b> On the top: Effect of speed on the relative O <sub>2</sub> pulse and the absolute difference between step frequency and heart rate (Diff SF-HR). On the bottom: Behavior of the variables, heart rate (HR) and oxygen consumption (VO <sub>2</sub> ), that determine the relative O <sub>2</sub> pulse. ....	97

## LISTA DE TABELAS E QUADROS

<b>Quadro 1:</b> Descrição sumarizada e esquemática das variáveis mensuradas contextualizadas aos objetivos cada estudo.....	23
<b>Table 1A:</b> Frequencies found at scales 1, 57 and 64 of the row vector resultant from decomposition process for all signals: electrocardiogram (ECG), surface electromyography to vastus lateralis (SEMG-VL) and gastrocnemius lateralis (SEMG-GM). The scale 57 corresponds to 90% of the signal content. The values represent all speeds and subjects. ....	41
<b>Table 2A.</b> The number of events observed in WCC strength categories for each temporal series pair analyzed.....	488
<b>Chart 1B:</b> Spatiotemporal parameters analyzed, their units and definitions. ....	66
<b>Table 1B:</b> Mean values and 95% confidence interval of the characteristics for each category speed.....	68
<b>Table 2B:</b> Report of the data used as a guide for statistical chooses according to the covariates. For all comparisons, the dependent variable was the cost of transport, the category of speed was considered as fixed effects term and the subjects variable as random effects term. ....	69
<b>Table 1C:</b> Mean values and 95% confidence interval of the characteristics for each category speed.....	94
<b>Table 2C:</b> Individual results for the number of speeds in which the CLS occurred and the number correspondent to the highest sequence of scales (95 in total for each speed and participant) with WCC > 0.8. ....	95

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>AIC</b>	Akaike's Information Criterion
<b>CAAE</b>	Certificado de Apresentação para Avaliação Ética Certificate of Presentation for Ethical Appreciation
<b>CCW</b>	Coeficiente de Correlação Wavelet
<b>CLS</b>	Cardiolocomotor Synchronization
<b>CNS</b>	Central Nervous System
<b>CoT</b>	Custo de Transporte Cost of Transport
<b>CP</b>	Comprimento de passo
<b>CT</b>	Contact Time
<b>Diff (SF-HR)</b>	Absolute difference between Step Frequency and Heart Rate
<b>DP</b>	Duração do passo
<b>EC</b>	Economia de Corrida
<b>ECG</b>	Eletrocardiografia Electrocardiography
<b>EMG / SEMG</b>	Sinal Eletromiográfico / Surface Electromyography Signal
<b>ESEFID</b>	Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança
<b>FC</b>	Frequência Cardíaca
<b>FP</b>	Frequência de passo
<b>Freq Synchro</b>	Frequency of Synchronization
<b>F<sub>sincro</sub></b>	Frequência de sincronização
<b>GEE</b>	Generalized Estimating Equations
<b>GLMMs</b>	Generalized Linear Mixed-effects Models
<b>GM</b>	Gastrocnêmio Medial Gastrocnemius Medialis
<b>HR</b>	Heart Rate
<b>ICC</b>	Intraclass Correlation Coefficient
<b>LAPEX</b>	Laboratório de Pesquisa do Exercício
<b>O<sub>2</sub> pulse</b>	Oxygen Pulse
<b>P<sub>metLiq</sub></b>	Potência metabólica líquida
<b>PS</b>	Self-Selected Preferred treadmill running Speed
<b>Pulso O<sub>2</sub></b>	Pulso de oxigênio
<b>QIC</b>	Quasi-Likelihood under Independence Model Criterion
<b>RER</b>	Relação de troca respiratória Respiratory Exchange Ratio
<b>SCL</b>	Sincronismo Cardiolocomotor
<b>SEMG<sub>MNF</sub></b>	Frequência central média Mean of Frequency Spectrum
<b>SF</b>	Step Frequency
<b>SF 170</b>	Step Frequency around 170 steps min <sup>-1</sup>
<b>SL</b>	Stride Length
<b>SL/SF ratio</b>	Step Length-Frequency Combination
<b>SV</b>	Stroke Volume
<b>Tc</b>	Tempo de contato
<b>TEIM</b>	Teste de esforço incremental máximo
<b>TQR</b>	Total Quality Recovery
<b>UFRGS</b>	Universidade Federal do Rio Grande do Sul

	Federal University of Rio Grande do Sul
<b>v2LV</b>	Velocidade no segundo limiar ventilatório
<b>VE/VCO<sub>2</sub></b>	Ventilation and Carbon Dioxide Production's Curve
<b>vFP 170</b>	Velocidade com frequência de passo de 170 passos min <sup>-1</sup>
<b>VL</b>	Vasto Lateral
	Vastus Lateralis
<b>VO<sub>2</sub></b>	Consumo de Oxigênio
	Oxygen Consumption
<b>VO<sub>2max</sub></b>	Consumo Máximo de Oxigênio
	Maximal Oxygen Uptake
<b>VO<sub>2-peak</sub></b>	Peak Oxygen Consumption
<b>VO<sub>2pico</sub></b>	Consumo de oxigênio de pico
<b>VO<sub>2repouso</sub></b>	Consumo de oxigênio de repouso em posição ortostática
<b>VO<sub>2rest</sub></b>	Resting Oxygen Consumption
<b>VP</b>	Velocidade Preferida autosseleccionada em esteira rolante
<b>VT2S</b>	Speed at the Second Ventilatory Threshold
<b>WCC</b>	Wavelet Coherence Coefficient
<b>WTC</b>	Wavelet Transform Coherence

## SUMÁRIO

<b>APRESENTAÇÃO DA TESE</b> .....	1
<b>1 INTRODUÇÃO GERAL</b> .....	2
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	5
2.1 Desempenho em provas de resistência: aspectos gerais .....	5
2.2 Economia de corrida .....	8
2.3 Inter-relação cardiocomotora .....	14
2.3.1 Contextualização e definições .....	14
2.3.2 Hipóteses mecánísticas para produção do sincronismo cardiocomotor.....	16
2.3.3 Repercussões fisiológicas do sincronismo cardiocomotor.....	19
2.4 Modelo hipotético do estudo .....	20
<b>3 MÉTODOS GERAIS</b> .....	23
3.1 Participantes e ética do estudo .....	24
3.2 Instrumentação e procedimentos gerais de coleta.....	25
3.2.1 Coleta inicial .....	26
3.2.2 Determinação da velocidade preferida em esteira rolante.....	26
3.2.3 Teste de esforço incremental máximo .....	27
3.2.4 Economia de corrida e pulso de oxigênio .....	27
3.2.5 Parâmetros espaço-temporais.....	28
3.2.6 Registros eletromiográficos .....	28
3.2.7 Testes de corrida.....	29
3.3 Processamento dos dados.....	30
3.3.1 Processamento dos sinais eletrocardiomiográficos e eletromiográficos .....	30
3.3.2 Processamento dos parâmetros metabólicos.....	32
3.3.3 Processamento dos parâmetros hemodinâmicos.....	33
3.3.4 Processamento dos parâmetros espaço-temporais .....	33
3.4 Análise estatística .....	34
<b>STUDY A</b> .....	35
<b>STUDY B</b> .....	58
<b>STUDY C</b> .....	84
<b>4 CONCLUSÕES GERAIS</b> .....	104
<b>5 REFÊRENCIAS GERAIS</b> .....	105

## **APRESENTAÇÃO DA TESE**

Esta tese foi concebida na forma de um estudo que contém artigos prontos para submissão à publicação, e está em consonância com o novo regimento interno do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano a partir da resolução 10/2014 do CEPE/UFRGS.

Essa tese é composta por uma introdução geral; pela fundamentação teórica; pelos métodos gerais; por três artigos correspondentes aos objetivos específicos do estudo; pelas conclusões gerais; e pelas referências gerais referentes à introdução geral, à fundamentação teórica e aos métodos gerais.

Os três artigos são apresentados na seguinte ordem:

**STUDY A - RUNNING SPEED AND CARDIOLOCOMOTOR SYNCHRONIZATION: REPERCUSSIONS ON THE MUSCLE ACTIVITY PROFILE IN LONG-DISTANCE RUNNERS**

**STUDY B - RELATIONSHIPS BETWEEN CARDIOLOCOMOTOR SYNCHRONIZATION, SPATIOTEMPORAL PARAMETERS AND RUNNING ECONOMY**

**STUDY C - HEMODYNAMIC RESPONSES DURING RUNNING AS POSSIBLE INDICATOR OF CARDIOLOCOMOTOR SYNCHRONIZATION**



## 1 INTRODUÇÃO GERAL

A locomoção humana é um fenômeno que demanda ação conjunta e integrada de diferentes sistemas orgânicos, conferindo-lhe um caráter de grande complexidade. A compreensão dos mecanismos que regem essa complexidade se apresenta como tarefa concomitantemente árdua e crucial (BULLIMORE; BURN, 2007) especialmente quando a forma de locomoção de determinada modalidade esportiva precisa ser aprimorada visando o desempenho.

A identificação e a relação entre diferentes parâmetros que possam de algum modo, determinar o desempenho na corrida, tem sido objeto de investigação. Tais parâmetros envolvem variáveis genéticas, fisiológicas, metabólicas, biomecânicas e psicológicas (BASSETT; HOWLEY, 2000; BERTUZZI et al., 2014; PUTHUCHEARY et al., 2011; TARTARUGA et al., 2012, 2013)

Nas modalidades de corrida que dependem predominantemente de fontes de energia aeróbia, um importante marcador de desempenho é a economia de corrida que, de forma mais geral, é compreendida como a capacidade de dispender pouca energia metabólica para correr em intensidades submáximas (FLETCHER; ESAU; MACINTOSH, 2009). A preservação da energia metabólica também está atrelada à parâmetros mecânicos da locomoção pela influência destes na economia de corrida (MOORE; JONES; DIXON, 2012; SAIBENE; MINETTI, 2003; SAUNDERS et al., 2004a).

Na caminhada há uma velocidade ótima em que o dispêndio de energia metabólica é mínimo; fato este sustentado pelas variações nas energias mecânicas atreladas ao centro de massa do corpo. A velocidade ótima de caminhada tem sido definida como aquela na qual os parâmetros mecânicos, as características da marcha e o custo metabólico são simultaneamente otimizados (LEURS et al., 2011). Ao contrário, para corrida, tradicionalmente tem-se aceito que não há uma velocidade específica na qual se observe um custo metabólico mínimo e, por isso, o custo metabólico na corrida aparece ser independente da velocidade em que se corre, considerando uma zona de intensidades submáximas (MARGARIA et al., 1963; DI PRAMPERO et al., 2009; SAIBENE; MINETTI, 2003). Especula-se que, para corridas de longas distâncias, a velocidade na qual os parâmetros biomecânicos favorecem a otimização da economia diferem daquela em que os

parâmetros bioenergéticos e fisiológicos interagem para tornar a corrida mais econômica.

Recentemente alguns autores reavaliaram a relação entre economia de corrida e velocidade e encontraram dados que sugerem uma velocidade ótima para corrida (ARELLANO; KRAM, 2014; CARRIER; ANDERS; SCHILLING, 2011; SRINIVASAN, 2009; STEUDEL-NUMBERS; WALL-SCHEFFLER, 2009), embora isso ainda não seja consensual.

Segundo Cher e colaboradores (CHER; STEWART; WORRINGHAM, 2015), uma velocidade ótima de corrida pode ser encontrada, mas não se trata de um fenômeno que possa ser generalizado, pois sua manifestação depende de alguns fatores. Os autores supracitados observaram uma velocidade ótima de corrida apenas entre aqueles corredores mais experientes, com altos volumes de corrida, que correram em uma cadência consistentemente modulada com a velocidade e que eram aerobiamente condicionados. Contudo, os mecanismos que determinam o aparecimento, ou a ausência, de um custo metabólico mínimo na corrida ainda necessitam ser esclarecidos.

O efeito da ativação muscular na frequência cardíaca durante movimentos cíclicos, a exemplo da corrida, tem sido investigado como consequência de um fenômeno denominado sincronização cardiocomotora. Sincronização é definida como a capacidade de sistemas, com diferentes frequências oscilatórias, convergirem para um regime oscilatório comum devido ao arrastamento entre dois ou mais sistemas oscilantes (BAILÓN et al., 2013; NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2001). A sincronização entre sistemas biológicos, tais como respiratório-locomotor, cardiocomotor, cardiorrespiratório, tem sido descrita na literatura (NIIZEKI; KAWAHARA; MIYAMOTO, 1993; NOMURA et al., 2006; NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2001).

Entretanto, o papel da inter-relação cardiocomotora contextualizado no entendimento do desempenho de corredores parece, ainda, pouco explorado na literatura, ao menos na abrangência da revisão feita para o presente estudo. Considerando-se os achados científicos relacionadas ao tema, ainda não se sabe se a inter-relação cardiocomotora pode ser um fenômeno dependente de outros já identificados como indicadores de desempenho, a exemplo da economia de corrida, ou um fenômeno independente.

Dentre os efeitos da inter-relação dos sistemas cardíaco e locomotor, já descritos na literatura, destacam-se o aperfeiçoamento da função cardíaca e a consequente otimização da perfusão sanguínea nos músculos envolvidos na atividade com redução do gasto energético do músculo cardíaco (KIRBY et al., 1989; NOVAK et al., 2007).

Com base nesses achados, pode-se especular que a melhora na função cardíaca, decorrente dessa sincronização de sistemas, se reflita na capacidade do organismo se locomover gastando menor quantidade de energia metabólica a uma dada velocidade submáxima. Em complemento, considerando que o sincronismo ocorre pelo arrastamento da frequência do sistema cardíaco para a frequência do sistema locomotor em função da contração muscular (NIIZEKI; SAITOH, 2014), em hipótese, a atividade muscular pode desempenhar um papel determinante no mecanismo de otimização da energia metabólica.

Logo, justifica-se investigar se as relações entre sincronização cardiocomotora, parâmetros do consumo de oxigênio, função neuromuscular e parâmetros biomecânicos podem indicar uma faceta integrativa entre parâmetros mecânicos, fisiológicos e energéticos no desempenho de corredores de longas distâncias.

Isto posto, o problema de pesquisa da presente tese revisita as relações entre alguns dos determinantes do desempenho de corredores de longa distância competitivos, com experiência em provas de 10 km, agregando a perspectiva da inter-relação cardiocomotora. O objetivo geral do estudo foi analisar as interações entre parâmetros locomotores, neuromusculares e fisiológicos, especialmente o sincronismo cardiocomotor, e a repercussão dessas interações sobre a bioenergética da corrida de longa distância.

A hipótese do estudo foi a de que a interação entre parâmetros espaço-temporais, fisiológicos e neuromusculares da corrida em intensidades submáximas, ajustados espontaneamente à tarefa, favorecem o surgimento do sincronismo cardiocomotor que, por consequência, afeta positivamente parâmetros do consumo de oxigênio e a economia de corrida.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

A presente revisão foi estruturada em tópicos que vão da abordagem mais geral sobre os modelos de predição de desempenho, seguida da conceituação e abordagem específica da economia de corrida, das definições e implicações da sincronização cardiocomotora para a locomoção para, por fim, contextualizar o modelo hipotético da pesquisa.

### 2.1 Desempenho em provas de resistência: aspectos gerais

O entendimento dos mecanismos envolvidos no desempenho esportivo é algo que, mesmo nos dias atuais, permanece desafiador. No que se refere ao desempenho em provas de resistência, reconhece-se que múltiplos fatores, tanto fisiológicos quanto biomecânicos, contribuam para o resultado final em condições competitivas (BEATTIE et al., 2014; MOOSES et al., 2013).

Desde os estudos de Hill da década de 20 do século XX, o consumo máximo de oxigênio ( $VO_{2max}$ ) tem sido preconizado como um importante marcador fisiológico a ser desenvolvido em modalidades esportivas que requeiram condicionamento aeróbio aprimorado (BASSETT; HOWLEY, 2000, 1997). No entanto, em provas de corrida de longa duração, faz-se necessário que a capacidade de o organismo gerar alto débito cardíaco e alta taxa de entrega de oxigênio para os músculos ativos coexista com as habilidades tanto de se sustentar o exercício em intensidades correspondentes a um alto percentual do  $VO_{2max}$  quanto de se locomover de forma econômica (FOSTER; LUCIA, 2007).

Corroborando, o estudo de Jones (1998) acompanhou atletas mulheres, corredoras, que competiram em campeonatos mundiais de elite no período de 1991 a 1995, incluindo Jogos Olímpicos. Observou-se diminuição nos tempos de prova na modalidade de 3000 m de 563 s em 1991 para 517 s em 1995, o que representou melhora no desempenho na ordem de 8%. Contudo, o  $VO_{2max}$  dessas atletas, ao longo desse período de cinco anos, caiu de  $72,8 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$  em 1991 para  $66,7 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$  em 1995, e o custo de oxigênio de corrida em intensidade submáxima, para testes de esteira com velocidade de  $16 \text{ km h}^{-1}$ , expressos em  $\text{ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ , caiu de 53,0 para 47,6 indicando que o grupo de atletas se tornou mais econômico no

final do tempo de acompanhamento. Também, para este mesmo grupo e no mesmo período, observou-se que a velocidade correspondente ao limiar de lactato individual passou de 15,0 km h<sup>-1</sup> para 18,0 km h<sup>-1</sup> e que a velocidade estimada no VO<sub>2max</sub> aumentou de 19,0 km h<sup>-1</sup> para 20,4 km h<sup>-1</sup> (JONES, 1998). Isso demonstra que a diminuição do VO<sub>2max</sub> foi de alguma forma compensada e superada por modificações ocorridas em outras variáveis também relacionadas ao desempenho.

De fato, os principais indicadores do desempenho para corredores de elite em provas de resistência, pelo modelo clássico, são o VO<sub>2max</sub>, a fração da utilização do VO<sub>2max</sub>, o limiar de lactato e a economia de corrida (BASSETT; HOWLEY, 2000; MCLAUGHLIN et al., 2010). Por esse modelo, o desempenho é explicado principalmente por variáveis relacionadas à função aeróbia enquanto outros fatores, que também poderiam contribuir para o desempenho, não são considerados. Assim, o VO<sub>2max</sub> assume um papel de destaque na determinação do desempenho neste contexto sendo o débito cardíaco um dos principais fatores limitantes do VO<sub>2max</sub>. Sugere-se, inclusive, que o treinamento possa gerar melhorias no VO<sub>2max</sub> primariamente pelo aumento do débito cardíaco mais do que pela ampliação da diferença arteriovenosa (BASSETT; HOWLEY, 2000). Entende-se que o VO<sub>2max</sub> seja dependente principalmente de mecanismos centrais, tais como a capacidade de o organismo entregar oxigênio para as mitocôndrias localizadas nos músculos ativos via circulação sistêmica, enquanto que o percentual do VO<sub>2max</sub> que pode ser mantido está associado principalmente às adaptações ocorridas no músculo esquelético (BASSETT; HOWLEY, 2000).

Todavia, e sob críticas (BASSETT; HOWLEY, 1997, 2000; BERGH; EKBLUM; ASTRAND, 2000; NOAKES, 1998), um modelo alternativo tem sido proposto e sugere importante influência do sistema nervoso central (BERG, 2003; NOAKES, 1998). Segundo Noakes (NOAKES, 1998, 2000) parece pouco provável que o aprimoramento do desempenho em corridas de resistência, em decorrência de processos adaptativos ao treinamento, seja determinado apenas por mudanças na função cardiovascular; com exceção do aperfeiçoamento no fluxo sanguíneo coronariano que é condição crucial para aumentar tanto o débito cardíaco quanto o VO<sub>2max</sub>. Acredita-se que, em corridas realizadas em alta intensidade, exista um mecanismo protetor mediado por reguladores centrais, predominantemente pelas vias neurais, e por reguladores periféricos, predominantemente por vias químicas,

para evitar que tanto os músculos esqueléticos envolvidos na atividade esportiva quanto o músculo cardíaco sejam forçados a trabalhar em condição de anaerobiose (NOAKES, 1998, 2000). Sugere-se que o coração seja dotado, até certo ponto, de uma habilidade capaz de regular seu próprio débito levando-se em conta tanto a saturação do sangue arterial quanto a saturação que o irriga por meio do fluxo coronariano ou, por algum reflexo de outros órgãos em resposta à privação de oxigênio. Esse modelo contemporâneo propõe, então, a hipótese que o sistema cardiovascular é regulado por mecanismos neurais e foi chamada de hipótese cardiovascular/recrutamento neural.

Ainda de acordo com Noakes (NOAKES, 2000, 2008), as teorias de Hill já sugeriam a existência de um mecanismo central regulador capaz de manter alta saturação sanguínea impedindo que, durante o exercício, os tecidos fiquem expostos a condições danosas, como a privação de oxigênio. O coração, então, estaria munido de receptores com habilidade para perceber e responder às modificações no fluxo sanguíneo coronariano, na oferta de oxigênio coronariano, e/ou na tensão de oxigênio venoso nas coronárias e no miocárdio. Por isso, antes que ocorram mudanças extremas nessas condições, o córtex motor reduz a ativação da musculatura esquelética limitando o trabalho de todo o corpo.

Pela hipótese cardiovascular/recrutamento neural, o desempenho durante o exercício máximo é limitado pelo pico do fluxo coronariano. Por meio dessa regulação neural, o organismo aumentaria o pico de fluxo coronariano pelos incrementos na contratilidade e na eficiência de ambos, músculo cardíaco e esquelético, potencializando o débito cardíaco que será máximo no maior pico de fluxo coronariano possível. Por isso, o ritmo de trabalho alcançado no pico de fluxo coronariano é determinado pela eficiência e contratilidade tanto do músculo cardíaco quanto dos músculos esqueléticos (NOAKES, 2000, 2008).

Corroborando as ideias de Noakes que a atividade contrátil dos músculos esqueléticos é um fator relevante para a predição do desempenho em provas de longa duração, há evidências de que o treinamento de força, mais especificamente o treino de força máxima e de força reativa, seja capaz de potencializar o desempenho de corredores de resistência como consequência do aprimoramento da economia de corrida (BEATTIE et al., 2014).

Manter altos percentuais do  $VO_{2max}$  durante uma corrida, com produção de altas taxas de adenosina trifosfato oxidativa, é consequência da capacidade do organismo aproveitar ao máximo a energia metabólica revertendo-a em desempenho. Tal capacidade é reconhecida como economia de corrida (EC) (BASSETT; HOWLEY, 2000).

Estudos sugerem que a EC seja um marcador de desempenho sensível para explicar as diferenças em corredores de elite (SAUNDERS et al., 2004b; TARTARUGA et al., 2012, FOLLAND et al., 2017). Para atletas com características similares tais como o mesmo  $VO_{2max}$ , o mesmo limiar de lactato e o mesmo percentual do  $VO_{2max}$  mantido durante a corrida, o diferencial determinante para o sucesso da prova tem sido apontado como a capacidade do indivíduo ser econômico na utilização de energia metabólica durante a corrida (DI PRAMPERO et al., 1986; FLETCHER; ESAU; MACINTOSH, 2009; MCLAUGHLIN et al., 2010).

## 2.2 Economia de corrida

A EC, por si só, é um fenômeno multifatorial posto que fatores fisiológicos, biomecânicos, antropométricos, ambientais e de condicionamento físico contribuem na sua determinação (KYRÖLÄINEN; BELLI; KOMI, 2001; SAUNDERS et al., 2004a).

Tendo como parâmetro a comparação entre os melhores corredores de resistência africanos, provenientes da região da Eritreia, e os melhores corredores espanhóis de etnia branca com  $VO_{2max}$  equivalentes, sugere-se que fatores antropométricos, tais como baixo índice de massa corpórea e membros esguios com pouca massa muscular, contribua em grande parte para explicar a EC (LUCIA et al., 2006).

A abordagem na qual se consideram características físicas para explicar a EC tem relevância até mesmo no contexto evolutivo. Muito embora a economia da caminhada receba a maior parte da atenção no cenário científico para explicar aspectos sociais e evolutivos da espécie humana, a EC também tem sido apontada pela sua importância evolutiva. Os homens são corredores medianos, em se tratando de corrida de velocidade, quando comparados a outros animais. Porém nas corridas que envolvem resistência, os humanos são mais econômicos que vários

mamíferos de hábitos cursoriais e que qualquer outro primata não humano. Mesmo que as investigações em fósseis dos ancestrais mais remotos da espécie humana não permitam confirmar a origem de muitas características morfológicas que contribuem para a capacidade dos humanos correrem de forma econômica, tais como o tamanho e forma dos membros inferiores e a capacidade de armazenar e liberar energia elástica, sugere-se que tais características já estavam presentes nos primórdios do *Homo Erectus* (BRAMBLE; LIEBERMAN, 2004; PONTZER, 2017).

Uma característica da corrida humana frequentemente descrita na literatura é que os humanos não dispõem de uma velocidade específica na qual se observe maior economia em relação às outras velocidades (DI PRAMPERO et al., 2009; SAIBENE; MINETTI, 2003). A falta dessa velocidade considerada ótima para corrida foi atribuída a um processo adaptativo que permitia aos homens mais primórdios perseguir qualquer tipo de presa durante suas caçadas. Contudo, por um estudo cujos autores revisitaram a questão da linearidade entre EC e a progressão da velocidade, pôde-se verificar a existência de velocidades ótimas de corrida quando os dados foram tratados matematicamente por ajustes curvilíneos. Esses autores ainda propuseram que caso as estratégias de caçada dos representantes mais antigos da espécie humana tivessem ocorrido nessas velocidades ótimas, isso poderia representar uma vantagem energética visto que nessas caçadas, muitas vezes, se fazia necessário correr por longas distâncias (STEUDEL-NUMBERS; WALL-SCHEFFLER, 2009).

Embora a EC possa ser definida como a quantidade de energia metabólica requerida para correr a uma dada velocidade submáxima (TARTARUGA et al., 2013), representada pelo custo de oxigênio, ela também pode ser entendida como a quantidade de energia metabólica, acima do repouso, necessária para transportar 1 kg de massa corporal por 1 unidade de distância, sendo essa última definição conhecida como custo energético da corrida ou, ainda, custo de transporte (CoT) (DI PRAMPERO et al., 1986, 2009).

Conseqüentemente, a EC, quando representada pelo custo de oxigênio, pode ser expressa na unidade do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) relativo à velocidade de teste ( $mLO_2 \text{ kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ ) ou, ao se referir ao CoT, pelo  $VO_2$  necessário para correr uma dada distância ( $mLO_2 \text{ kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$  ou  $mLO_2 \text{ kg}^{-1} \text{ km}^{-1}$ ) (CUNNINGHAM et al., 2010; HELGERUD; STOREN; HOFF, 2010; LUCIA et al., 2006; SHAW; INGHAM;



FOLLAND, 2014; TSEH; CAPUTO; MORGAN, 2008). Porém alguns autores defendem que mensurar a EC pela medida simples do  $VO_2$  pode não ser a forma mais adequada, considerando que essa medida desconsidera o fato de que a energia equivalente do volume de oxigênio pode variar dependendo do substrato metabolizado. Assim, a conversão da unidade  $mLO_2$  para joules (J) ou watts (W) é uma expressão mais fiel (DI PRAMPERO et al., 1986; FLETCHER; ESAU; MACINTOSH, 2009; SHAW; INGHAM; FOLLAND, 2014).

Variações no quociente respiratório ao longo de testes de EC, em diferentes velocidades, confirmam a ideia de que a energia fornecida por volume de oxigênio é dependente do substrato utilizado o qual, por sua vez, pode ser diferente entre os indivíduos tanto para velocidades absolutas similares quanto para velocidades relativas similares, a exemplo da velocidade de limiar de lactato (FLETCHER; ESAU; MACINTOSH, 2009; SHAW; INGHAM; FOLLAND, 2014). Em concordância, por um estudo que avaliou a EC em velocidades percentuais relativas à velocidade de máximo estado estável de lactato, em um grupo composto por fundistas e meio-fundistas, observou-se que os corredores mais rápidos, que correram em velocidades mais elevadas para o mesmo percentual estabelecido, foram também os mais econômicos quando a medida de EC foi expressa pelo CoT corrigido pelo gasto energético necessário para metabolizar o substrato segundo as variações no quociente respiratório (FLETCHER; ESAU; MACINTOSH, 2009).

Di Prampero e colaboradores descreveram algumas características do CoT como medida representativa da economia de corrida, relatadas na literatura e tendo como base estudos prévios, tais como: o CoT sofre influência das condições e da inclinação do terreno em que se dá a corrida; que, após o período de puberdade, nem a idade e nem o sexo tem influência sobre o CoT; que o nível de treinamento de resistência aeróbia tende a modificar o CoT de forma que atletas com maior nível de treinamento apresentam CoT mais baixo quando comparados àqueles menos treinados; que o CoT é modificado pela adição de carga ou pelo aumento da massa corporal; que, em terreno plano, há uma variabilidade entre sujeitos na ordem de 10% a 20% quando o CoT é normalizado pela unidade de massa; que há uma independência do CoT em relação à velocidade da corrida (DI PRAMPERO et al., 2009).

A relação entre CoT e velocidade de corrida tem sido discutida na literatura e, considerando-se os resultados de alguns estudos, se observam informações conflitantes. Quando se leva em conta o gasto energético para metabolização do substrato predominante para dada intensidade de corrida, a EC parece não variar dentro de uma gama de velocidades correspondentes às intensidades submáximas, ao menos para atletas treinados. Helgerud e seus colaboradores (HELGERUD; STOREN; HOFF, 2010) investigaram se a EC, expressa pelo CoT, variava em função dos incrementos de velocidade em protocolo incremental. Esses autores não encontraram diferenças no CoT em velocidades correspondentes ao intervalo de intensidade entre 60% a 90% do  $VO_{2max}$  e concluíram que a mensuração do CoT em velocidades submáximas representa adequadamente o CoT requerido para velocidades desenvolvidas em provas mais longas que 10-km para a maioria dos corredores. Por esses achados, em uma abordagem mais prática, sugere-se que a energia metabólica necessária para correr uma dada distância é a mesma independente da velocidade com que o sujeito corra.

Todavia, outros autores mostraram que, a exemplo da caminhada, na corrida também há uma velocidade considerada energeticamente ótima em que o CoT é mínimo e tal velocidade parece se encontrar em velocidades intermediárias de corrida (BLACK et al., 2017; STEUDEL-NUMBERS; WALL-SCHEFFLER, 2009).

Carrier e colaboradores (CARRIER; ANDERS; SCHILLING, 2011), pela crença em que as bases fisiológicas da contração muscular e da biomecânica da locomoção terrestre poderiam justificar o conceito da velocidade ótima na corrida, investigaram o fenômeno. Dentre as razões descritas pelas quais esses autores acreditavam que o CoT é, em essência, uma função cumulativa da taxa metabólica dos músculos envolvidos na locomoção estão:

- 1) a força gerada pelo músculo durante seu encurtamento contrátil diminuiu, por uma relação hiperbólica, com o aumento da velocidade de contração. Assim, a capacidade de o músculo realizar trabalho e sua eficiência energética seria potencializada em velocidades intermediárias. Conseqüentemente, caso haja uma relação entre a velocidade locomotora e a velocidade de encurtamento muscular, a relação força-velocidade pode acontecer de maneira que o CoT seja menor nas velocidades intermediárias;

2) para se deslocar por determinada distância correndo, o trabalho mecânico externo ( $W_{ext}$ ) necessário para deslocar o centro de massa, em relação ao meio ambiente, diminui com a progressão da velocidade de deslocamento enquanto que o trabalho mecânico interno ( $W_{int}$ ) aumenta, sendo esse comportamento também observado em outros estudos (CAVAGNA; LEGRAMANDI; PEYRÉ-TARTARUGA, 2008). Assim um maior  $W_{ext}$  nas baixas velocidades e um maior  $W_{int}$  nas altas velocidades podem configurar a curva do CoT, em função da velocidade, em forma de “U”, sendo que nas velocidades intermediárias o valor do CoT seria menor.

Esses mesmos autores supramencionados (CARRIER; ANDERS; SCHILLING, 2011), embasados na premissa que esse comportamento de minimização de energia nas velocidades intermediárias se aplica aos músculos individualmente, verificaram a possibilidade de haver uma sintonia entre os diversos músculos envolvidos na locomoção que pudesse refletir um comportamento característico do sistema locomotor de forma mais geral. Observou-se, tanto para a caminhada quanto para a corrida, que a taxa metabólica muscular acumulada exibiu, para a maioria dos músculos estudados, um comportamento curvilíneo em que o menor custo foi encontrado nas velocidades intermediárias, apesar de que a curva da caminhada teve a forma de “U” mais expressiva enquanto a da corrida foi mais achatada. Entretanto, mesmo com esse padrão aparecendo para a maioria dos músculos, encontrou-se grande variabilidade nas velocidades ótimas individuais para cada um deles, o que revela ausência de sintonia. Para a maioria dos músculos, observou-se correspondência entre as velocidades ótimas da caminhada e da corrida já que aqueles músculos com altas velocidades ótimas na caminhada também apresentaram velocidades ótimas mais altas na corrida. O contrário também foi observado para a maioria dos músculos com baixas velocidades ótimas na caminhada, pois as velocidades ótimas da corrida também foram mais baixas. De tal modo sugere-se que o aparelho locomotor humano não apresenta um fenótipo adaptado para otimizar a locomoção, mas que os músculos são recrutados para uma gama de funções ainda indeterminadas e algumas dessas funções estão, provavelmente, relacionadas à economia de locomoção.

Por outro estudo que também investigou a existência de uma velocidade ótima na corrida em que o CoT fosse mínimo observou-se que alguns corredores apresentaram o CoT mínimo e outros não, sugerindo assim que a manifestação de

um CoT mínimo na corrida não é um fenômeno inerente dessa modalidade de locomoção. Todavia, naqueles atletas em que foi possível observar o CoT mínimo este foi acompanhado de algumas particularidades tais como: a habilidade dos corredores de atingirem velocidades submáximas mais rápidas e também maior amplitude de velocidades no protocolo de avaliação do estudo em que os voluntários selecionavam suas velocidades autosseleccionadas para as intensidades baixa, moderada e alta; melhor adequação da frequência de passada com a velocidade desempenhada; e maior nível de treinamento. Especulou-se sobre a existência de alguma característica biomecânica ótima que favoreça o aparecimento do CoT mínimo, mas que se manifeste apenas se a velocidade ideal for mantida. Assim, parece que em corredores bem treinados e capazes de desenvolver uma frequência de passada consistente, o surgimento do CoT mínimo se mostra como dependente da habilidade para controlar a corrida a um nível alto (CHER; STEWART; WORRINGHAM, 2015).

Também, de acordo com Nakayama e colaboradores (NAKAYAMA; KUDO; OHTSUKI, 2010), atletas bem treinados tendem a apresentar menor variabilidade nos parâmetros cinemáticos da corrida, ainda que tenham uma velocidade de corrida autosseleccionada preferida mais alta em relação aos seus pares destreinados. Considerando que os parâmetros espaço-temporais da corrida apresentam propriedades fractais, ligadas à teoria do caos, a menor variabilidade parece se refletir em menor flutuabilidade das séries temporais dos intervalos entre as passadas que, por sua vez, refletem características do controle motor demonstrando um padrão de marcha mais estável e consistente. Sugere-se que tal efeito seja consequência da otimização relacionada à tarefa, a exemplo da necessidade de se correr de forma econômica.

Deste modo é possível que em corredores de longas distâncias bem treinados, pela maior capacidade desses em controlar o padrão locomotor, haja as condições biomecânicas ideais para o aparecimento do CoT mínimo observado em outros estudos (CHER; STEWART; WORRINGHAM, 2015).

Como consequência dessa condição biomecânica ideal, é possível que o sistema locomotor afete o sistema cardíaco por meio de um fenômeno de inter-relação entre os dois sistemas. Contudo, a repercussão da inter-relação

cardiolocomotora nos parâmetros bioenergéticos relacionados ao desempenho na corrida de longa distância ainda está pobremente entendida.

## 2.3 Inter-relação cardiolocomotora

### 2.3.1 Contextualização e definições

A inter-relação entre ritmos, também referida como sincronização, é um fenômeno presente em diferentes contextos, desde as áreas sociais, exatas até as biológicas. Historicamente a primeira descrição desse fenômeno se deu no século XVII por um físico e matemático holandês chamado Christiaan Huygens. Ele observou que quando dois relógios pendulares foram postos lado a lado na mesma parede, ainda que as frequências dos movimentos pendulares tenham sido perturbadas de formas distintas, após um período de tempo as frequências de oscilação dos pêndulos tornavam-se sincronizadas. Nos estudos atuais observa-se, por exemplo, que o fenômeno da sincronização ocorre na comunicação entre grupos celulares, nos mais complexos padrões de comportamento dos seres humanos, entre ritmos biológicos, dentre outros (ARENAS et al., 2008).

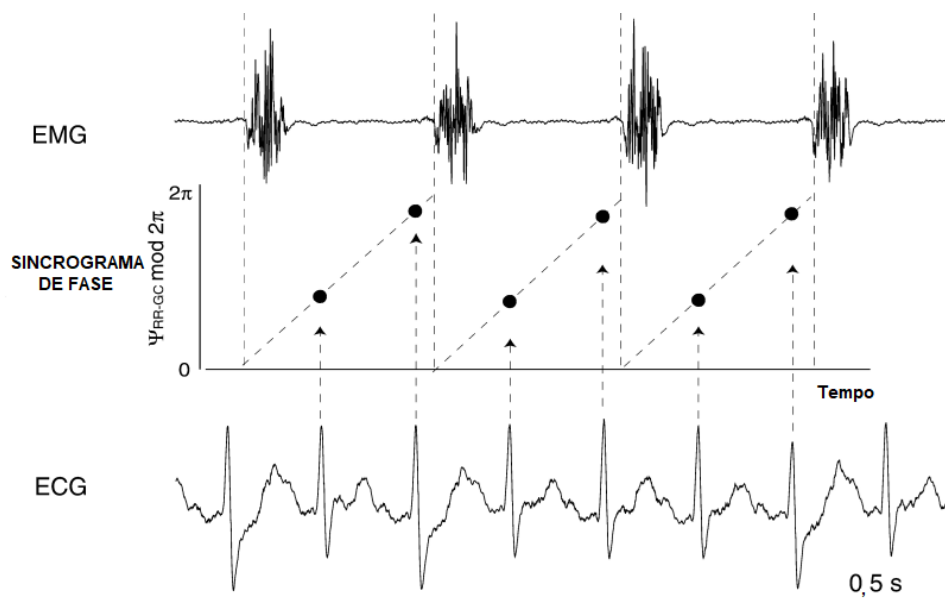
Define-se sincronização como a capacidade que sistemas, com diferentes frequências oscilatórias, tem de formar um regime oscilatório coincidente devido a uma interação ou força de acoplamento (BAILÓN et al., 2013; NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2001). Entretanto, para que o fenômeno da sincronização ocorra se faz necessário um cenário que envolva a presença de osciladores capazes de gerar seus próprios ritmos, que a forma de oscilação seja determinada por parâmetros do sistema e independa de como o sistema foi perturbado e que a interação entre os ritmos que produz a sincronização seja fraca (PIKOVSKY; ROSENBLUM; KURTHS, 2001).

Essa interação, também descrita como força de acoplamento ou arrastamento, ocorre entre sistemas dinâmicos e não lineares (NOMURA et al., 2006). Considerando que os ritmos biológicos oscilatórios têm como característica a não linearidade, a sincronização como consequência do acoplamento tem sido descrita entre os mais diversos sistemas orgânicos, tais como o cardíaco e o respiratório, o respiratório e o locomotor, bem como o cardíaco e o locomotor (NIIZEKI; KAWAHARA; MIYAMOTO, 1993; NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2001).

A sincronização cardiocomotora tem sido observada em atividades cíclicas tais como caminhada (NOVAK et al., 2007), ciclismo e corrida (DHINDSA; SUGAWARA; TANAKA, 2012; NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2003; PHILLIPS; JIN, 2013). Há registro de pesquisas que encontraram, nos componentes de frequência que compõem o sinal da variabilidade da frequência cardíaca, um componente de frequência centrado na frequência de pedalada no ciclismo (BLAIN et al., 2009) e, de forma similar, um componente centrado na frequência de passada da corrida (BAILÓN et al., 2013). Esses componentes, tanto da pedalada quanto da passada da corrida, refletem o acoplamento cardiocomotor.

Alguns pesquisadores (NIIZEKI; KAWAHARA; MIYAMOTO, 1993) verificaram que a relação de fase entre os batimentos cardíacos e os sinais da marcha indicou um arrastamento/acoplamento do ritmo cardíaco ao ritmo locomotor, de forma que a onda R, do complexo QRS do traçado eletrocardiográfico, ocorreu em uma fase específica relativa ao início da contração do gastrocnêmio, em todos os sujeitos da pesquisa em uma ou mais velocidades realizadas na esteira.

A Figura 1 ilustra a sincronização de fase, decorrente do acoplamento, entre o traçado eletrocardiográfico e o da atividade muscular do vasto lateral.



**Figura 1:** Figura ilustrativa do sincronismo de fase entre o sinal do traçado de eletrocardiograma (ECG) e o sinal eletromiográfico (EMG) do músculo vasto lateral. Observa-se que os picos do traçado ECG (ondas R) ocorrem sistematicamente na mesma fase do ciclo de ativação muscular.

**Fonte:** adaptado de NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2003

Corroborando, Nomura e colaboradores (NOMURA et al., 2006) investigaram as alterações nos intervalos entre os batimentos cardíacos elicitadas pela atividade dos músculos dos membros inferiores em decorrência do toque do pé no chão durante a corrida. Eles demonstraram um efeito cronotrópico positivo na frequência cardíaca quando o momento da contração muscular coincidiu com fases precoces do ciclo cardíaco.

Verificou-se também que a contração muscular pode não só determinar a ocorrência da onda R no ciclo de contração, mas também modula a duração dos intervalos R-R (NIIZEKI; MIYAMOTO, 1999).

Considerando que a sincronização entre dois sistemas poderia ocorrer apenas por casualidade, outros investigadores certificaram-se que a sincronização cardiocomotora durante a corrida não acontece pelo acaso, mas é, genuinamente, resultado do arrastamento/acoplamento da frequência do sistema cardíaco pela frequência do sistema locomotor (NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2001).

### 2.3.2 Hipóteses mecânicas para produção do sincronismo cardiocomotor

Não se tem até o momento um mecanismo estabelecido para explicar o sincronismo cardiocomotor, mas sabe-se que ele é uma consequência do arrastamento/acoplamento do sistema cardíaco pelo sistema locomotor devido a uma interação entre os sistemas (NIIZEKI; SAITOH, 2014). De acordo com Kirby e colaboradores (KIRBY et al., 1992), algumas hipóteses para explicar como o sistema locomotor promove o arrastamento do sistema cardíaco foram propostas, sendo as principais:

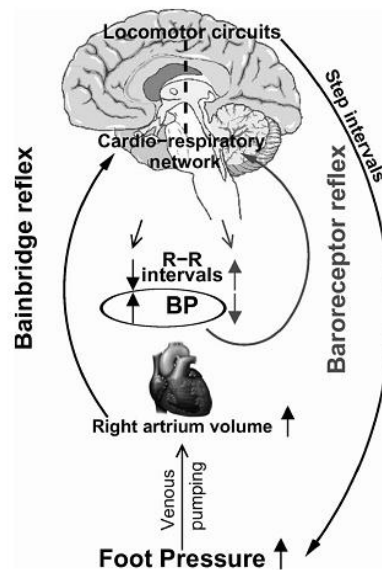
a) a impulsão do sangue gerado pela bomba muscular esquelética dos membros inferiores, coincidindo com a pressão negativa gerada dentro do sistema vascular pela diástole atrial, potencializa o retorno venoso;

b) quando o maior pico de pressão intra-arterial, consequência da sístole ventricular, for inversamente relacionado com o menor valor pressórico intramuscular dentro do ciclo da marcha, há uma redução da pós-carga e uma facilitação da entrega de sangue oxigenado para os músculos ativos;

c) o acoplamento seria consequência das interações neurais entre padrões geradores centrais ajustados pelas aferências periféricas provenientes de os sistemas locomotor e cardíaco;

d) o impacto da carga e/ou o movimento visceral durante alguns exercícios, especialmente os cíclicos, criam um efeito mecânico similar à um pistão que favorece a ejeção do sangue pelo coração. Contudo, verificou-se que essa última hipótese parece não contribuir para o sincronismo cardiocomotor.

Novak e colaboradores (NOVAK et al., 2007) testaram a hipótese da bomba muscular e analisaram o acoplamento cardiocomotor durante a caminhada com incrementos na velocidade. Eles propuseram que o efeito mecânico do deslocamento, tais como a força imposta ao solo, agiria como uma bomba propulsora de sangue venoso ritmada e sincronizada com o ritmo de passo. O retorno venoso por sua vez estimularia o reflexo de estiramento pela distensão da parede atrial e aumentaria, por consequência, o débito cardíaco. Assim, o estímulo ritmado e sistematizado do reflexo de estiramento cardíaco funcionaria como um elo entre o ritmo cardíaco e o locomotor. Esses autores também propuseram um modelo conceitual para o acoplamento cardiocomotor durante a caminhada (Figura 2).



**Figura 2:** Modelo conceitual para o acoplamento cardiocomotor durante a caminhada proposto por Novak e colaboradores.

**Fonte:** NOVAK et al., 2007

Outros autores testaram a hipótese de que os batimentos cardíacos se acoplam às variações nas pressões intramusculares. Eles observaram que a sincronização de fase entre os sistemas ocorreu quando os ciclos cardíacos foram temporalmente programados para ocorrerem quando a pressão intramuscular foi



baixa. A implicação disso é que a oferta de sangue oxigenado para os músculos ativos pode ser otimizada nessas condições (NIIZEKI, 2005).

É possível que a existência de um circuito neural, com as aferências oriundas do músculo, contribua para as mudanças no ritmo cardíaco. Um possível candidato neste mecanismo são as fibras sensitivas tipo III (NIIZEKI, 2005; NIIZEKI; SAITOH, 2014). Foi observado previamente em estudo de modelo animal (LEGRAMANTE et al., 2000) que a estimulação elétrica, em coelhos anestesiados, de fibras sensitivas tipo III rápidas, que são mecanossensíveis e cuja velocidade de condução de estímulos aferentes varia entre 17 a 30 m/s, tem efeito depressivo nas respostas cardiovasculares e tais respostas foram sustentadas durante toda a contração.

Essas fibras supracitadas são ativadas em condições dinâmicas e sua resposta reflexa interfere na atividade nervosa autonômica (NIIZEKI; SAITOH, 2014). Deste modo o sincronismo de fase pode ser desencadeado pela interação dos dois sistemas mediada pelas aferências musculares vinculadas à tarefa locomotora.

Talvez a hipótese mais robusta seja a existência de um arco reflexo entre os aferentes periféricos musculares e o centro de controle cardíaco no tronco encefálico. As interações neurais entre os geradores de padrão central são afetadas pelas aferências provenientes dos sistemas cardiovascular e locomotor. As informações musculares aferentes modulam o ritmo cardíaco, possivelmente pela modulação dos influxos simpáticos e parassimpáticos, no tronco encefálico, e, por consequência, os geradores de padrão central do movimento (GILAD et al., 2003).

A relação entre aspectos mecânicos da locomoção com o ritmo cardíaco é possível, já que o sistema cardiovascular, frente aos estímulos estressores físicos ou mentais, promove estabilidade no cenário hemodinâmico. Tal estabilidade é alcançada pelo controle do sistema nervoso autonômico agindo na frequência cardíaca, pressão sanguínea e outros fatores que respondem prontamente às mudanças internas ou externas (PUMPRLA et al., 2002). A partir das informações aferentes de diversos locais e receptores, tais como barorreceptores, quimioceptores, vestibuloceptores e dos proprioceptores musculares e articulares, as respostas das vias simpáticas e parassimpáticas são formuladas e modificam a frequência cardíaca adaptando o organismo às necessidades da tarefa (VANDERLEI et al., 2009).

Embora existam algumas hipóteses para explicar os mecanismos do acoplamento cardiocomotor, elas não são necessariamente excludentes. Porém, a medida que as evidências a favor da manifestação do sincronismo cardiocomotor se fortalecem, cresce também a necessidade de se afirmar e delimitar a contribuição fisiológica desse fenômeno para a locomoção.

### 2.3.3 Repercussões fisiológicas do sincronismo cardiocomotor

Baseado nas hipóteses mecanicistas do acoplamento cardiocomotor, sugere-se que, na ocorrência do fenômeno de sincronização cardiocomotora, o ciclo cardíaco seja programado temporalmente, em função do arrastamento, para produzir um panorama de forma que a entrega de sangue oxigenado aos músculos ativos ocorra no momento em que estes estejam mais relaxados durante o ciclo da marcha e exibam a menor pressão intramuscular. Acredita-se que este seja um mecanismo possivelmente envolvido com uma provável melhora do desempenho em situações em que a sincronização ocorra (NIIZEKI, 2005).

Takeuchi e colaboradores (TAKEUCHI; NISHIDA; MIZUSHIMA, 2015) verificaram que, na condição de sincronismo cardiocomotor, houve aumento da perfusão de sangue para os músculos da perna durante testes de caminhada. Segundo eles, essa seria uma resposta fisiológica do sincronismo e sugerem que tal resposta possa aprimorar a eficiência locomotora.

Esses mesmos autores haviam demonstrado previamente (TAKEUCHI; NISHIDA; MIZUSHIMA, 2014) que caminhar em situação de sincronismo cardiocomotor aumenta o pulso de oxigênio, que é a razão entre o consumo de oxigênio e a frequência cardíaca, comparada a situação de caminhada não estando em sincronismo. Os autores consideram o pulso de oxigênio como um preditor independente do volume sistólico durante exercício submáximo. Dhindsa e colegas (DHINDSA; SUGAWARA; TANAKA, 2012) encontraram aumento do débito cardíaco e do volume de ejeção quando a frequência cardíaca e a frequência de passo estavam sincronizadas durante testes de corrida.

Por isso, é possível que o acoplamento cardiocomotor ocorra na tentativa de otimizar o deslocamento do fluxo sanguíneo para os músculos ativos ao mesmo tempo que minimiza o custo energético da contração dos músculos cardíacos (BLAIN et al., 2009).

Observou-se também (PHILLIPS; JIN, 2013) que na presença da sincronização cardiocomotora, assumida como a velocidade na qual a frequência de passo foi mais próxima da frequência cardíaca, o desempenho de corredores nos 10-km foi aprimorado. Entretanto, esses autores não confirmaram, por análises matemáticas, se, na velocidade em que a frequência de passo foi coincidente com a frequência cardíaca, o sincronismo de fase estava manifesto.

#### 2.4 Modelo hipotético do estudo

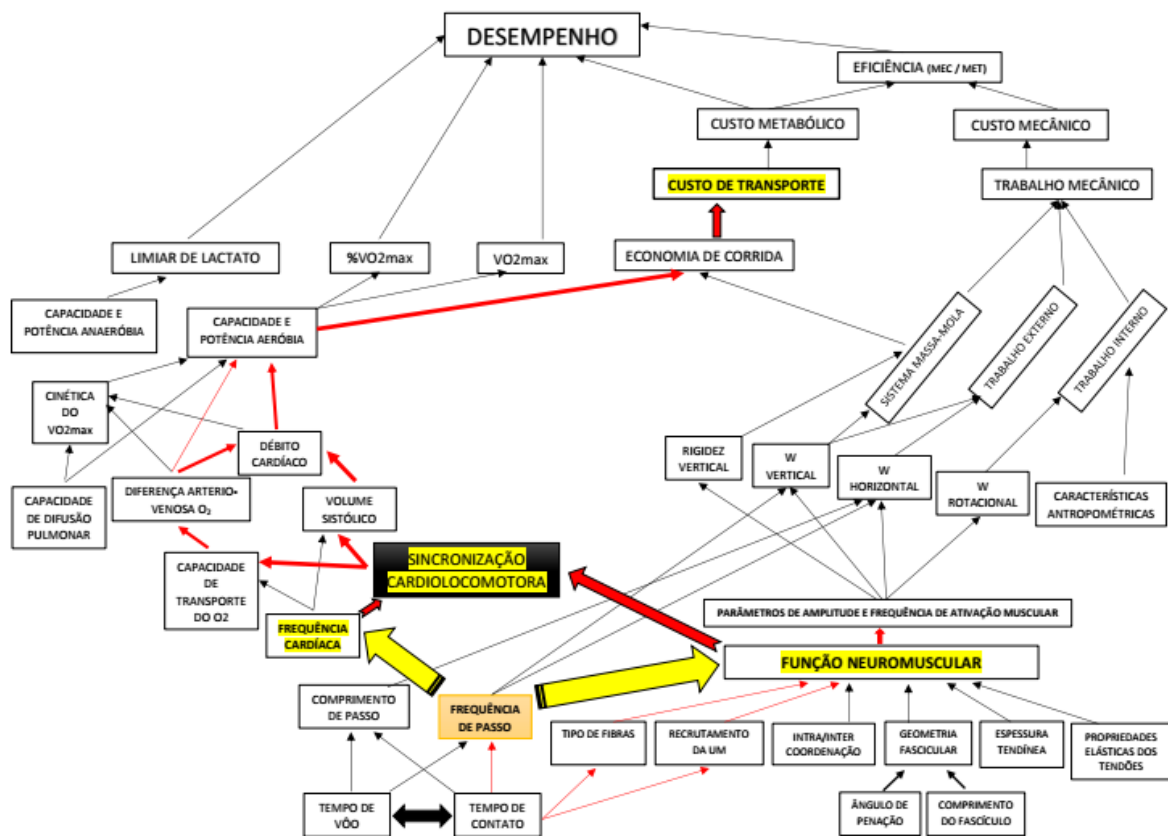
Um aspecto com repercussões fisiológicas importantes que parece se destacar na maioria dos estudos relacionados ao sincronismo cardiocomotor e marcha é o fato da otimização da entrega de sangue oxigenado para os músculos ativos. Baseado nessa premissa, pode-se especular que correr em circunstâncias em que o sincronismo cardiocomotor esteja manifesto tenha repercussões sobre um importante marcador de desempenho que é a economia de corrida.

Contudo, em boa parte dos estudos que abordaram a corrida, a condição de sincronismo cardiocomotor foi criada com a frequência de passo sendo artificialmente pareada com a frequência cardíaca por meio de algum tipo de metrônomo (DHINDSA; SUGAWARA; TANAKA, 2012; NOMURA et al., 2006; NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2003; PHILLIPS; JIN, 2013). Condição essa que pode comprometer a economia, já que esta última é impactada negativamente por modificações biomecânicas que se afastam das características autosselecionadas (HUNTER; SMITH, 2007). Associadamente, a manipulação artificial da frequência de passo compromete a validade ecológica das repercussões fisiológicas decorrentes do sincronismo cardiocomotor.

Uma questão central talvez não seja a busca por evidências da manifestação da sincronização cardiocomotora, visto que tem sido evidenciada na literatura (ARENAS et al., 2008; NIIZEKI, 2005; NIIZEKI; KAWAHARA; MIYAMOTO, 1993), mas sim a identificação de condições nas quais favorecem o seu aparecimento e a razão pela qual ela não é um fenômeno predominante em todas as situações de exercício.

Acreditando os ajustes autosselecionados dos parâmetros biomecânicos e da atividade muscular para se adequarem à tarefa de correr possam criar um ambiente favorável à manifestação do sincronismo cardiocomotor, elaborou-se um modelo

hipotético de estudo (Figura 3). Baseado neste modelo hipotético, a hipótese testada foi a de que a interação de parâmetros espaço-temporais, fisiológicos e neuromusculares da corrida em intensidades submáximas, ajustados espontaneamente a tarefa, favorecem o surgimento do sincronismo cardiocomotor que, por consequência, afeta positivamente parâmetros do consumo de oxigênio e a economia de corrida.



**Figura 3:** Modelo hipotético do estudo.

As setas coloridas indicam o raciocínio da elaboração da hipótese do estudo: A interação de parâmetros espaço-temporais, fisiológicos e neuromusculares da corrida em intensidades submáximas, ajustados espontaneamente a tarefa, favorecem o surgimento do sincronismo cardiocomotor que, por consequência, afeta positivamente parâmetros do consumo de oxigênio e a economia de corrida.

Para responder ao objetivo geral do estudo, foram conduzidas três abordagens oriundas dos nossos experimentos. Essas abordagens estão apresentadas na forma de três artigos independentes. Esses três estudos abordam a relação do sincronismo cardiocomotor com, respectivamente, parâmetros neuromusculares, bioenergéticos e hemodinâmicos.

A hipótese nula testada nesta tese foi a de que o sincronismo cardiocomotor não se manifesta espontaneamente durante uma gama de velocidades submáximas de corrida e, por conseguinte, não afeta parâmetros neuromusculares, bioenergéticos e hemodinâmicos de corredores.

A hipótese alternativa no artigo A foi que a frequência média de disparo das unidades motoras aumenta proporcionalmente ao incremento de velocidade; no entanto, na(s) velocidade(s) em que há um forte SCL espontâneo, a média das bandas de frequências tende a diminuir, sugerindo, preferencialmente, o recrutamento de fibras lentas e mais econômicas.

A hipótese alternativa no artigo B foi a de que existe uma velocidade ótima de corrida na qual se é metabolicamente mais econômico e cuja economia pode ser explicada por uma abordagem integrativa do SCL, mais uma pequena diferença entre a frequência cardíaca e a frequência de passo do que pelas associações com parâmetros espaço-temporais.

A hipótese alternativa no artigo C, considerando que o SCL pode aprimorar a eficiência do sistema cardiovascular, foi que o pulso de oxigênio é maior nas frequências de sincronização que demonstram um forte arrastamento do sistema cardíaco pelo sistema muscular e na velocidade onde a diferença entre frequência cardíaca e frequência de passo é mínima.

### 3 MÉTODOS GERAIS

A presente tese foi composta por três estudos independentes, embora parte dos procedimentos metodológicos tenha sido comum aos três estudos. Por este motivo, se fez a descrição com caráter genérico dos métodos neste capítulo e os detalhes e as particularidades dos métodos de cada estudo estão descritos integralmente na apresentação destes, posteriormente a este capítulo.

No intuito de facilitar o entendimento deste capítulo, estão sumarizados no quadro abaixo (Quadro 1) as principais informações relativas às variáveis mensuradas, contextualizadas aos objetivos cada estudo.

**Quadro 1:** Descrição sumarizada e esquemática das variáveis mensuradas contextualizadas aos objetivos cada estudo.

	ESTUDO		
	A	B	C
<b>Objetivo do estudo</b>	Analisar o efeito da velocidade de corrida e do sincronismo cardiocomotor (SCL) na frequência central dos músculos vasto lateral (VL) e gastrocnêmio medial (GM) em corredores de longa distância e identificar em quais bandas de frequências ocorrem o SCL espontâneo.	Verificar se há uma velocidade ótima de corrida a qual está associada ao SCL e / ou aos parâmetros espaço-temporais.	Descrever o pulso de oxigênio (Pulso O <sub>2</sub> ) ao longo de uma gama de velocidades de corrida visando caracterizá-lo como um indicador da condição de SCL espontânea.
<b>Variáveis mensuradas no estudo</b>	<b>*Frequência central dos músculos VL e GM</b>	<b>*Economia de corrida</b> (obtida pelo custo de transporte (CoT))	<b>*Pulso O<sub>2</sub> relativizado pela massa corporal</b>
	<b>*Velocidade de corrida</b> (foram testadas apenas velocidades previamente fixadas)	<b>*Parâmetros espaço-temporais da corrida</b>	
	<b>*Sincronismo Cardiocomotor (SCL)</b> (obtida por meio da força de coerência do coeficiente de coerência Wavelet (CCW))	<b>*Categorias de velocidade de corrida</b> (foram testadas tanto velocidades pré fixadas quanto individualizadas com base na velocidade preferida (VP) de corrida, na velocidade de segundo limiar ventilatório (v2LV) e na velocidade na qual a frequência de passo espontânea foi de 170 passos min <sup>-1</sup> (vFP 170))	
	<b>*Frequência de sincronização</b> (frequência que se deu a maior coerência (CCW) entre os sistemas muscular e cardíaco)		
<b>Velocidades testadas</b>	7; 7,5; 8; 9; 10;11; 12; 13; 14 e 15 km h <sup>-1</sup>	fixa 1 (7,5 km h <sup>-1</sup> ); fixa 2 (8,5 km h <sup>-1</sup> ); fixa 3 (10 km h <sup>-1</sup> ); fixa 4 (14,2 km h <sup>-1</sup> ); VP-15%; VP-10%, VP; VP+5%; v2LV-3%; vFP 170	

Para os três estudos, as variáveis de categorização da amostra e de controle foram as mesmas. A variável de controle, nos três estudos, foi a percepção do estado de recuperação. As variáveis de categorização da amostra foram: idade (anos); estatura (m); massa corporal (kg); comprimento do membro inferior (m); volume de treino semanal e desempenho autorrelatado em provas de 10 km (min).

Também foram consideradas, adicionalmente, como variáveis de categorização da amostra nos estudos B e C, as variáveis de desempenho máximo e submáximo obtidas por teste de esforço máximo incremental.

### 3.1 Participantes e ética do estudo

Este estudo foi classificado como um estudo observacional transversal. Participaram deste estudo voluntários do sexo masculino, proficientes corredores de longa distância com experiência em corridas de 10 km e/ou 21 km.

Os corredores foram recrutados na área de Porto Alegre, de forma intencional e não probabilística, por meio de convite formal feito diretamente ao voluntário ou ao seu treinador, ou pelo aceite do convite publicado nas redes sociais dos grupos de corrida após a obtenção da autorização pelo administrador do site.

Os voluntários deveriam estar livres de algumas condições: a) doenças sistêmicas, especialmente doença cardíaca ou pulmonar; b) lesões musculoesqueléticas crônicas ou agudas nos últimos seis meses. Além disso, os voluntários não poderiam fazer uso de drogas que afetassem os sistemas cardiovascular e / ou autonômico. Como critério de inclusão, os voluntários deveriam treinar pelo menos três vezes por semana para uma distância semanal mínima de 30 km.

Como homens e mulheres apresentam diferenças em suas velocidades máximas, e, como consequência, podem apresentar diferenças sutis nos padrões da ativação muscular e na cinemática locomotora, optou-se por compor a amostra apenas por sujeitos do sexo masculino (CARRIER; ANDERS; SCHILLING, 2011).

Esta pesquisa foi previamente aprovada por um Comitê de Ética Institucional, sendo o número do protocolo do Certificado de Apresentação para Avaliação Ética (CAAE) 44323315.0.0000.5345 e o relatório de número 1.115.465. Foi fornecido o consentimento informado aos participantes.

### 3.2 Instrumentação e procedimentos gerais de coleta

As coletas se deram no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (ESEFID) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), no setor da Biodinâmica.

Previamente, no momento do agendamento, os participantes receberam orientações para evitar refeições pesadas nas três horas que antecederam os testes, e para sempre comparecer às coletas usando roupas e calçados habituais de treino e/ou competição.

Os testes de corrida, compostos por vários blocos de corrida em velocidades pré-determinadas, se deram em esteira (Modelo 10200 / ATL, Inbramed, Porto Alegre/RS, Brasil) com resolução de inclinação de 1 (de 0 a 26)% e velocidade de 0,1 (de 0 a 24) km h<sup>-1</sup>. Para todos os blocos de testes realizados, a inclinação da esteira foi fixada em 1% (JONES; DOUST, 1996; CASTRO et al., 2013).

As trocas de gases pulmonares durante alguns testes de corrida foram avaliadas por meio de um analisador de gás portátil telemétrico pelo método respiração a respiração (K5 - Cosmed - Roma, Itália) conectado a um computador. A frequência cardíaca (FC) foi medida por um monitor cardíaco (Cosmed - Roma, Itália). Tanto o consumo de oxigênio (VO<sub>2</sub>) quanto a FC foram registrados simultaneamente a cada respiração. Todos os procedimentos de calibração descritos no manual do K5 (COSMED, 2015) foram seguidos.

Para determinação dos parâmetros espaço-temporais, utilizamos uma câmera de alta frequência com taxa de amostragem de 120 Hz (Casio High Speed - Exilim HS EX-ZR1000 - Norderstedt, Germany).

Os sinais de eletrocardiograma (ECG) e de eletromiografia de superfície (EMG) dos músculos VL e GM foram captados com frequência de amostragem de 2000 Hz. Ambos os sinais, ECG e EMG foram captados por um único condicionador de sinal (NewMiotool - 8 canais, resolução de 16 bits, uma taxa de rejeição de modo comum de 126 dB e ganho automático - Inbramed, Porto Alegre, RS, Brasil) no qual foi configurado um canal biopotencial para registrar os sinais de ECG (VANDERLEI et al., 2008).



### 3.2.1 Coleta inicial

Inicialmente fez-se as medidas antropométricas e uma triagem detalhada e foram registrados os melhores tempos de competição de corrida de 10 km nos últimos nove meses por autorrelato.

Nesta oportunidade os participantes receberam instruções sobre Escala de Recuperação de Qualidade Total (TQR) e foram familiarizados com ela. Trata-se de uma escala que possui atributos verbais ao lado de números que vão de 6 a 20 (CURTY; BARRA FILHO, 2011; KENTTA; HASSMEN, 1998). Tais números, com seus respectivos atributos, representam o quão recuperado o sujeito se encontra após ter sido submetido a um esforço. Eles indicam desde uma condição de recuperação totalmente inadequada (número 6) até a condição de totalmente recuperado (número 20).

Desta forma, para que o voluntário iniciasse um novo bloco nos testes de corrida em esteira, ele deveria se autorrelatar totalmente recuperado. Todo avaliado foi orientado a responder à pergunta “como você se sente em relação a sua recuperação?” baseado nos atributos que compõem a TRQ.

Assim, em todos os dias de coleta em que se fez necessário, a duração entre blocos dos testes de corrida consecutivos foi determinada por duas condições: a) o voluntário deveria se sentir totalmente recuperado pela escala TQR; b) a frequência cardíaca, controlada por um monitor cardíaco, não poderia ser 15% maior do que o valor de repouso.

### 3.2.2 Determinação da velocidade preferida em esteira rolante

Determinou-se a velocidade preferida (VP) dos participantes por meio da velocidade autosselecionada. O protocolo de teste para se determinar a VP foi composto por uma fase de velocidade ascendente e outra de velocidade descendente, sempre com o mostrador de velocidade da esteira cegado ao corredor. Na fase ascendente, o teste iniciou-se em 9,0 km h<sup>-1</sup> e aumentou-se a velocidade gradualmente em 0,5 km h<sup>-1</sup>, a cada 20 s, até que o participante escolhesse a sua VP. Após um descanso de um minuto, o voluntário refez o teste, mas desta vez a velocidade do teste iniciou-se 2 km h<sup>-1</sup> mais rápida que a VP relatada na fase ascendente. A velocidade foi diminuída gradualmente em 0,5 km h<sup>-1</sup>, a cada 20 s, até que o participante escolhesse novamente a VP. Repetimos este procedimento

de duas fases, quantas vezes fossem necessárias, até encontrarmos uma diferença entre ambas as VP relatadas (das fases ascendente e descendentes) que fosse menor que  $1,8 \text{ km h}^{-1}$  (OLIVEIRA et al., 2016). A VP usada nas análises estatísticas foi a média das duas VP autorrelatadas.

### 3.2.3 Teste de esforço incremental máximo

As variáveis fisiológicas de desempenho máximas e submáximas foram mensuradas por ergoespirometria. Os corredores realizaram um protocolo de teste de esforço incremental máximo (TEIM) programado para durar entre 8 e 12 minutos (LOURENÇO et al., 2011). Os voluntários receberam incentivo verbal para alcançar seu desempenho máximo, e eles poderiam interromper o teste a qualquer momento.

Imediatamente antes do TEIM, os voluntários realizaram um aquecimento de três minutos correndo a  $8,5 \text{ km h}^{-1}$ . A velocidade inicial do TEIM foi individualizada, começando entre  $9,0 \text{ km h}^{-1}$  e  $14,0 \text{ km h}^{-1}$  dependendo do nível de aptidão do participante, para que ele pudesse terminar seu teste dentro do tempo previsto. Durante o TEIM, a cada 25 s, a velocidade aumentou em  $0,3 \text{ km h}^{-1}$  (cada incremento foi considerado como um novo estágio) até que o voluntário indicasse quando parar o teste ou até que os pesquisadores tenham reconhecido indicadores fisiológicos para parar o teste.

Os critérios para interromper o TEIM foram: relação de troca respiratória (RER) maior que 1,1; e / ou um FC maior que 95% da FC máxima esperada para uma pessoa da idade do participante (HOWLEY; BASSETT; WELCH, 1995). Após o TEIM ter sido considerado válido, a velocidade foi reduzida e sustentada em  $6,0 \text{ km h}^{-1}$  até que o participante tenha se sentido recuperado e seguro para sair da esteira. A velocidade no segundo limiar ventilatório ( $v_{2LV}$ ) serviu como referência para alguns testes de economia em visitas posteriores, nos quais fez-se necessária a individualização da velocidade de teste.

### 3.2.4 Economia de corrida e pulso de oxigênio

A EC foi obtida pela determinação do custo de transporte (CoT) coletado durante os testes de corrida. O processamento para se determinar o CoT está descrito, em seguida, na seção deste capítulo na qual se descreveu o

processamento de dados. O pulso  $O_2$ , calculado automaticamente pelo analisador de gases.

Previamente aos testes citados acima, foi mensurado o consumo de oxigênio de repouso em posição ortostática ( $VO_{2\text{repouso}}$ ). Durante os seis minutos que antecederam o primeiro bloco de testes de corrida do dia de avaliação, foram coletados o  $VO_2$  com o participante confortavelmente posicionado em ortostatismo, mantendo-se o mais imóvel possível.

### 3.2.5 Parâmetros espaço-temporais

Os registros de vídeo foram captados sempre durante os dois últimos minutos de cada bloco nos teste de corrida e foram posteriormente processados para obtção dos seguintes parâmetros espaço-temporais: duração do passo (DP); frequência de passo (FP); comprimento do passo (CP); tempo de contato (Tc); razão CP/FP.

### 3.2.6 Registros eletromiográficos

Para a aquisição dos dados eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície de AgCl, com superfície de captura de 10 mm de diâmetro. A pele do voluntário foi tricotomizada e preparada com processo de abrasão usando algodão e álcool visando melhor fixação dos eletrodos e redução na impedância da pele. A colocação dos eletrodos nos músculos VL e GM do membro inferior direito seguiu as recomendações do SENIAM (HERMENS et al., 1999, 2000).

Para coletar sinais de ECG, dois eletrodos foram posicionados, sendo um no manúbrio do esterno e o outro no quinto espaço intercostal no ponto de cruzamento com a linha média da clavicular (SACILOTTO et al., 2007; VANDERLEI et al., 2008). Esta posição é a derivação CM5 que é bipolar e utilizada em eletrocardiogramas de esforço (PUURTINEN et al., 2010).

O eletrodo de referência foi posicionado na coluna ilíaca anterior direita. Objetivando garantir a reprodutibilidade na colocação de eletrodos em dias diferentes, foram feitos mapas de posicionamento desenhados em lâminas transparentes que levaram em conta vários sinais na pele como vasos sanguíneos, manchas, cicatrizes e referências anatômicas.

Os sinais eletromiográficos foram registrados sempre nos últimos dois minutos de cada bloco dos testes de corrida e, posteriormente, foram processados

matematicamente para obtenção das seguintes variáveis: as frequências centrais da ativação dos músculos VL e GM; a força de coerência do coeficiente de coerência Wavelet (CCW) que caracterizou o SCL; e a frequência na qual se deu a maior coerência do CCW entre os sistemas muscular e cardíaco pela qual se determinou a frequência de sincronização. O processamento matemático dos dados está descrito em sessão posterior neste capítulo.

### 3.2.7 Testes de corrida

No estudo A, os participantes realizaram avaliações em esteira rolante em dois dias diferentes, correndo em cada dia cinco blocos de corrida por três minutos em velocidades fixas distintas, previamente determinadas, sendo elas: (7; 7,5; 8; 9; 10; 11; 12; 13; 14 e 15)  $\text{km h}^{-1}$ . A ordem das velocidades foi aleatorizada ao longo dos dois dias, mas a primeira velocidade de cada dia foi sempre 7 ou 7,5  $\text{km h}^{-1}$ , definida também por sorteio, e estas velocidades serviram como aquecimento. Como o objetivo desse estudo foi avaliar apenas variáveis relacionadas aos parâmetros de ativação muscular e do SCL, não foram necessárias medidas de variáveis de consumo de oxigênio.

Nos estudos B e C, os testes de corrida serviram para medir a EC e o Pulso  $\text{O}_2$  relativo, respectivamente, e, por isso, foram associadas às medidas de consumo de oxigênio, além das medidas dos parâmetros espaço-temporais. Em ambos os estudos, os voluntários realizaram os testes em dois dias diferentes, sendo que no primeiro dia eles correram seis blocos de cinco minutos e no segundo dia quatro blocos de cinco minutos cada. As velocidades testadas foram em parte fixas e determinadas previamente e outras foram individualizadas de acordo com a VP, v2LV e com parâmetros espaço-temporais. Por essa razão as velocidades são descritas como categorias de velocidade.

No primeiro dia de teste as seis categorias de velocidade testadas foram: velocidade 15% menor que a VP (VP -15%); velocidade 10% menor que a VP (VP -10%); a VP; velocidade 5% maior que a VP (VP +5%); velocidade 3% menor que a v2LV (v2LV -3%); e a velocidade fixa (Fixa 1) de 7,5  $\text{km h}^{-1}$ . A ordem das categorias de velocidade foi aleatorizada no teste, exceto a categoria de velocidade Fixa 1 que sempre foi a primeira testada nos testes de todos os participantes.

No segundo dia de teste as quatro categorias de velocidade testadas foram: velocidade fixa (Fixa 2) de 8,5 km h<sup>-1</sup>; velocidade fixa (Fixa 3) de 10,0 km h<sup>-1</sup>; velocidade fixa (Fixa 4) de 14,2 km h<sup>-1</sup>; e uma categoria de velocidade individualizada em que extrapolamos matematicamente a velocidade na qual a FP natural correspondesse à 170 passos min<sup>-1</sup> (vFP 170), tendo como base as relações entre a FP e velocidade nas seis categorias testadas no primeiro dia de testes. Embora a FP tenha sido natural para essa categoria de velocidade selecionada matematicamente, colocamos um metrônomo para ajudar os voluntários a segui-la. Neste dia de testes, a primeira categoria testada, para todos os voluntários, foi a Fixa 2 e, depois disso, definiu-se por sorteio a ordem das outras categorias de velocidade.

### 3.3 Processamento dos dados

#### 3.3.1 Processamento dos sinais eletrocardiomiográficos e eletromiográficos

O processamento matemático dos dados se deu em ambiente MatLab.

##### 3.3.1.1 Frequência central

Para cada bloco de teste, de cada participante, usamos um código Wavelet do Matlab para decompor o sinal em seu espectro de frequências: Wavelet Packet Decomposition 1-D ("wpdec" function, level 6, and wavelet mother symlet14). A symlet14 é uma Wavelet mãe associada a 28 filtros de decomposição passa-baixa e 28 filtros de decomposição passa-alta. Por esse processamento, as frequências constituintes do sinal estão armazenadas em suas escalas correspondentes sendo essas últimas convertidas para valores de frequência por tratamento matemático. A quantidade de escalas geradas é dependente das características da Wavelet mãe selecionada. Como se trata de uma análise tempo-escala, a informação temporal correspondeu ao comprimento do vetor originado do sinal.

Esta decomposição gerou uma matriz com 64 colunas, correspondentes às escalas, e o número de linhas correspondente ao comprimento do vetor que continha o sinal bruto. Em sequência, aplicamos a função "wpspectrum", do Matlab, que retornou uma matriz de Wavelet Packet Power Spectrum, com base na Wavelet Packet Transform, e identificou os valores de frequência, expressos em Hz, contidos em cada escala a cada instante de coleta.

Na sequência, para cada coluna da matriz, que correspondeu às escalas e cujas linhas representavam as frequências armazenadas na escala ao longo do tempo, calculamos a média aritmética dessas frequências o que resultou em um vetor linha 1x64. Finalmente, colocamos as frequências neste vetor de linhas em ordem ascendente (da escala 1 à escala 64), e determinamos a frequência central como a média desse vetor ( $SEMG_{MNF}$ ). Consideramos esse valor médio como representativo do espectro de frequência para cada bloco de teste.

### 3.3.1.2 Sincronismo cardiocomotor e frequência de sincronização

Determinou-se o SCL por meio de um código adaptado de Wavelet Transform Coherence (WTC) apresentado em outros estudos (CUI; BRYANT; REISS, 2012; GRINSTED; MOORE; JEVREJEVA, 2004) e disponível para download gratuito no site Aslak Grinsted (ASLAK GRINSTED, [sd]). Esta abordagem matemática é usada para investigar a interação entre duas séries temporais e retornar o Coeficiente de Correlação Wavelet (CCW).

O CCW é uma estimativa de parâmetro qualitativo do grau de linearidade da interação entre duas séries temporais e funciona como um coeficiente de correlação localizado no espaço tempo-frequência. O CCW varia de zero (0) a um (1), em que o um (1) indica que há relação linear perfeita entre duas funções em torno do tempo "t" e da escala "a". Para um CCW igual a zero, não há relação linear entre as séries temporais.

Na execução desse código, usamos as seguintes configurações de entrada: Monte Carlo Count = 300; Wavelet mother = Morlet; minimum scale (S0) = 4.6429; e maximum scale (MxS) =  $1.0e+03 \cdot 1.0833$ .

O código retornou, para cada par de séries temporais (ECG-VL e ECG-GM), uma matriz com 95 colunas correspondentes aos CCW e as linhas correspondentes ao comprimento do vetor de pares da série temporal. Como nosso objetivo foi identificar um valor de CCW que representasse a sincronização durante todo o tempo de execução do teste, calculamos a média do CCW para cada coluna, o que resultou em um vetor linha 1x95 com o valor médio do CCW para cada escala.

Pelo código WTC, além dos valores de CCW, obtivemos também as escalas, que trouxeram a informação sobre o período real (CUI; BRYANT; REISS, 2012; DOMINGUES et al., 2016). Deste modo, chegou-se a um vetor linha 1x95 com o respectivo período para cada uma das 95 escalas. A conversão de período para

frequência, expressa em Hz, que serviu de base para identificarmos a frequência de sincronização ( $F_{\text{sincro}}$ ), foi feita pela seguinte equação:

$$F_{\text{sincro}} = (1 / (\text{período} * f_s^{-1}))$$

Onde,  $F_{\text{sincro}}$  representa a frequência em que se deu a sincronização, o período é o período real do código, e  $f_s$  é a frequência de amostragem.

No final do processamento, obtivemos, para cada escala: o CCW, o período e a frequência de sincronização.

Utilizamos o mesmo critério de avaliação da força de correlação Pearson para avaliar a força do CCW. O CCW é análogo ao coeficiente de Pearson ao quadrado ( $r^2$ ). A magnitude do CCW reflete a proporção de variância da série temporal X em uma frequência (f) considerada na transformação linear constante dos coeficientes espectrais complexos derivados da série temporal Y (ROACH; MATHALON, 2008). As categorias de força do CCW utilizadas foram: muito fraco (0 a 0,19), fraco (0,20 a 0,39), moderado (0,40 a 0,59), forte (0,60 a 0,79) e muito forte (0,8 a 1) ("BMJ Correlação e regressão", [Sd]; JABEEN et al., 2016). Nós consideramos que o SCL estava manifesto quando o CCW foi igual ou superior a 0,8.

### 3.3.2 Processamento dos parâmetros metabólicos

Determinamos o consumo de oxigênio de pico ( $VO_{2\text{pico}}$ ) como o maior valor de  $VO_2$  observado nos três últimos estágios do teste incremental máximo, desde que esse valor estivesse dentro de uma faixa delimitada por mais ou menos quatro desvios-padrão da média da seção selecionada dados.

O segundo limiar ventilatório foi definido como a perda de linearidade na curva de ventilação e produção de dióxido de carbono ( $VE/VCO_2$ ) (LOURENÇO et al., 2011).

A economia de corrida foi representada pelo CoT, expresso em  $J \text{ kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$ . Para calcular o CoT, primeiro, suavizamos os dados de  $VO_2$  e de RER por meio de um filtro de média móvel simples de cinco pontos. Em seguida: a) distribuimos os dados dos últimos dois minutos de cada bloco em intervalos de 15 respirações consecutivas, sendo que, pelo método respiração a respiração, a cada respiração registrou-se um dado de consumo de oxigênio, b) calculamos a média do  $VO_2$  para

cada intervalo de 15 s, c) e verificamos a diferença percentual entre os intervalos consecutivos. Finalmente, para determinar a potência metabólica, selecionamos a sequência mais longa de intervalos em que a diferença percentual no  $VO_2$  foi menor que 8% em valores absolutos.

A potência metabólica líquida ( $P_{metLiq}$ ) foi determinada pela subtração do  $VO_{2repouso}$  de cada elemento da sequência de intervalos selecionados, e eles foram transformados em  $J\ kg^{-1}\ min^{-1}$  de acordo com a equação proposta por Di Prampero. Esta equação leva em conta que o rendimento de consumo de 1 mL  $O_2$  no corpo humano varia de 19,6 a 21,1 J correspondentemente às mudanças no RER entre 0,71 e 1,00 (DI PRAMPERO et al., 1986):

$$P_{metLiq}(J\ kg^{-1}\ min^{-1}) = P_{metLiq}(mL\ kg^{-1}\ min^{-1})(4.94 * RER + 16.04)$$

Assim, para obter o CoT: a) convertamos cada elemento da  $P_{metLiq}$  em  $J\ kg^{-1}\ min^{-1}$ , dividindo-o por 60, em  $J\ kg^{-1}\ s^{-1}$ , b) dividimos este último valor pela velocidade de teste, c) e calculamos o valor médio.

### 3.3.3 Processamento dos parâmetros hemodinâmicos

O pulso  $O_2$  foi definido como a fração do  $VO_2$ , em  $mL\ min^{-1}$ , pela FC. Para remover o efeito de massa corporal na magnitude do pulso  $O_2$ , expressamos essa variável como um valor relativo, sendo ele o Pulso  $O_2$  relativo (OLIVEIRA; MYERS; ARAÚJO, 2011), expresso como:

$$Pulso\ O_2\ relativo\ (mL\ bat^{-1}\ kg^{-1}) = Pulso\ O_2\ (mL\ bat^{-1}) * massa\ corporal\ (kg)^{-1}$$

### 3.3.4 Processamento dos parâmetros espaço-temporais

Para calcular os parâmetros espaço-temporais, utilizamos o *software* livre Kinovea® versão 0.8.15. Por inspeção visual, determinou-se os quadros correspondentes ao toque do pé no chão (contato inicial) e o momento em que o pé perdeu contato com o solo (despregue) por 20 passos consecutivos ocorridos no início do último minuto. Os parâmetros espaço-temporais analisados, suas respectivas unidades de medida e definições matemáticas (CAVANAGH; WILLIAMS,



1982; LACOUR; BOURDIN, 2015; SIH; STUHMILLER, 2003; WIRTA; GOLBRANSON, 1990) estão descritas abaixo:

- 1) Duração do passo. Expressa em segundos e definida matematicamente como:

$$DP = n^{\circ} \text{ quadros de cada ciclo} * \text{período}$$

- 2) Frequência de passo. Expressa na unidade de passos  $\text{min}^{-1}$  e definida matematicamente como:

$$FP = \left( \frac{1}{DP} \right) * 60$$

Onde DP é a duração do passo.

- 3) Comprimento do passo. Expressa em metros e definida matematicamente como:

$$CP = \left( \frac{\text{velocidade}}{FP} \right) * 60$$

Onde FP é a frequência de passo e a velocidade está expressa na unidade de  $\text{m} * \text{s}^{-1}$ .

- 4) Tempo de contato. Expressa em segundos e definida matematicamente como:

$$Tc = n^{\circ} \text{ de quadros na fase de apoio} * \text{período}$$

- 5) Razão CP/FP. Expressa em  $\text{m} * \text{s}^{-1}$  e definida matematicamente como:

$$\text{Razão } \frac{CP}{FP} = \left( \frac{CP}{FP} \right) * 60$$

Onde CP é o comprimento do passo e FP a frequência de passo.

### 3.4 Análise estatística

Para análise estatística nós usamos o *software* SPSS 20. O nível de significância adotado foi de 5% ( $\alpha = 0,05$ ).

Os testes estatísticos foram adequados às necessidades de cada estudo e estão descritos em detalhes nos artigos correspondentes a cada estudo.

De forma geral, os testes estatísticos empregados foram: a) Modelos Lineares Generalizados Mistos (Generalized Linear Mixed-effects Models – GLMMs); b) Equações de Estimativa Generalizada (Generalized Estimating Equations – GEE); c) ANOVA com delineamento misto.

**STUDY A**  
**RUNNING SPEED AND CARDIOLOCOMOTOR SYNCHRONIZATION:**  
**REPERCUSSIONS ON THE MUSCLE ACTIVITY PROFILE IN LONG-DISTANCE**  
**RUNNERS**

**ABSTRACT**

**Introduction:** Speed and the cardiocomotor synchronization (CLS), an integrative measure of cardiac and locomotor systems, may affect the frequency spectrum of muscles. **Aims:** To analyze the effect of running speed and CLS on the center frequency of vastus lateralis (VL) and gastrocnemius medialis (GM) muscles in long-distance runners, and to identify in which band of frequencies the spontaneous CLS happens. **Methods:** Long-distance runners undertook treadmill assessments on two different days, running in each day five three-minute bouts at distinct speeds (7, 7.5, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15) km h<sup>-1</sup>. Electrocardiography (ECG) and surface electromyography of the muscles were recorded. The center frequency was considered the mean of frequency spectrum (SEMG<sub>MNF</sub>) for each speed test obtained by Wavelet decomposition. We determined the CLS by Wavelet Transform Coherence what returned the Wavelet Coherence Coefficient (WCC) ranging from 0 (absence) to 1 (perfect coherence). The spontaneous CLS emerged when the WCC was equal or higher than 0.8. **Results:** Sixteen runners participated in the investigation. Speed influenced both muscles and CLS just the VL. The SEMG<sub>MNF</sub> was higher in the GM than in the VL. The CLS happened around 2.7-Hz. **Conclusion:** The speed and CLS affected SEMG<sub>MNF</sub>, albeit, for CLS, may have a specific muscle effect because just the VL was influenced. The spontaneous CLS emerged around of 2.7-Hz, which may be compatible with the locomotor task.

**Key-words:** Sports, gait, electromyography, cardiocomotor coherence, biomechanical coupling

## INTRODUCTION

Many studies about endurance running have focused on performance comprehension, and the physiological factors have notorious importance, especially because in the classical viewpoint, maximal oxygen uptake ( $VO_{2max}$ ), running economy, fractional utilization of  $VO_{2max}$  and lactate threshold have high correlation with performance of endurance runners (BASSETT; HOWLEY, 2000; BERGH; EKBLUM; ASTRAND, 2000; BERTUZZI et al., 2014; DELLAGRANA et al., 2015; ESTEVE-LANAO et al., 2005; MCLAUGHLIN et al., 2010), being the economy a key-piece (BEATTIE et al., 2014; FOSTER; LUCIA, 2007). Despite this, the intrinsic muscle properties can affect the human performance and economy of movement.

During a sports event, the muscles need to adequate their mechanical output, such as force and power, to attend the mechanical demand. However, the mechanical demand has a close interaction with metabolic demand and the ratio of mechanical work output to metabolic energy input, which defines the muscle efficiency, is an important physiological marker (NEPTUNE; MCGOWAN; FIANDT, 2009). So, to recognize the muscle's activity patterns seems to be important, and the timing activation during stride should throw light on that relation.

The spectral frequency analysis by surface electromyography (SEMG) aiming to understand the muscle function has been referenced (CROCE et al., 2014; FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004). However, how the intensity level of the exercise affects the spectral frequencies distribution, what is a reflex of the recruitment of the unit motor, is not completely understood. During a muscle activity, the force is adjusted to the motor task and it is the result of the recruitment controlled by the central nervous system (CNS) which combines frequency of motor units activation and motor units synchronization. Thus, the motor units recruitment depends on the type and number of fibers activated (KURIKI et al., 2012).

The fibers that compose a motor unit are the same type and, therefore homogeneous (EDSTROM; KUGELBERG, 1968). Based on metabolic and functional capabilities, the muscles fibers classification is into type I, higher oxidative capacity and small size, and type II, lower oxidative capacity and large size (KURIKI et al., 2012; WESTERBLAD; BRUTON; KATZ, 2010). The order of the motor unit recruitment tends to go from smaller type I slow-twitch motor units, that innervate

muscles fibers type I predominantly, in low intensities activities to larger type II fast-twitch motor units, that innervate muscles fibers type II predominantly, in highest intensities levels; orderly fashion termed size principle. Nevertheless, it is possible that histological muscles characteristics, biomechanical properties, and the specificity of task determine the spectral frequencies behavior (BILODEAU et al., 2003; CROCE et al., 2014; KURIKI et al., 2012).

If in faster running speeds type II fast-twitch motor units are predominant requested according to size principle, it could expect that the metabolic cost is highest in that intensities and the running economy could be impaired. Although the oxygen consumption ( $\text{VO}_2$ ) increase with running speed increases, the cost of transport, a measure of the economy that considers in the calculus the energy cost to metabolize the substrate and the speed of displacement, seems be independent of speed (DI PRAMPERO et al., 2009; SAIBENE; MINETTI, 2003).

It is suggested that a challenge to the understanding of optimization of the metabolic economy in movement is the fact that signals of global metabolic energy expenditure have not been identified in the CNS. One speculation is that the afferent information from muscle to CNS could be responsible for control of cardiorespiratory response and lastly by the metabolic energy expenditure (SPARROW, 2000). So, integrative approaches may bring useful information and may help us to understand better how both systems, cardiac and muscular, influence each other as a response to running speed increment.

The effect of muscle contraction on heart rate during cyclic activities has been investigated as a phenomenon called cardiocomotor synchronization. Synchronization is defined as the capacity of systems with different oscillatory frequencies to produce a coincident oscillatory regime due to entrainment or coupling between two or more oscillators (BAILÓN et al., 2013; NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2001). One of hypothesis to explain how the cardiocomotor synchronization happens suggests neural interactions resulting in central pattern generators of movement affected by afferents from the cardiovascular and locomotor systems possibly by modulations in the sympathetic and parasympathetic outflow, at the brainstem (GILAD et al., 2003).

However, this phenomenon was poorly investigated in the spontaneous conditions of running, with free step frequency chosen, what can be critical for

running economy. The aim of this study was to analyze the effect of running speed and cardiocomotor synchronization (CLS) condition on the center frequency of vastus lateralis (VL) and gastrocnemius medialis (GM) muscles in long-distance runners, and to identify in which band of frequencies the spontaneous CLS happens. Our hypothesis was that the mean frequency of firing boost proportionally to the speed running increase, according to size principle, however, at speed(s) in which there is a strong spontaneous CLS, the means of frequencies bands tend to decrease, suggesting recruitment of slow and more economical fiber preferably.

## **METHODS**

### **Participants**

The participants were male adults, proficient long-distance runners with experience in 10-km or 21-km races. Runners were recruited by handing a formal invitation to the subject or their coach and publishing this on social media for running groups after obtaining authorization from the site manager.

The volunteers were free of some conditions: a) systemic diseases, especially cardiac or pulmonary disease; b) chronic or acute musculoskeletal injuries in the last six months. Moreover, they were not using drugs that act on the cardiovascular and/or autonomic systems. The volunteers had to be training not less than three times a week for a minimum weekly distance of 30-km as inclusion criteria.

The institutional ethics committees approved the study previously, and the protocol number of Certificate of Presentation for Ethical Appreciation (CAAE) is 44323315.0.0000.5345, and the number report is 1.115.465. We provided the informed consent by the participants.

### **Instrumentation and Procedures**

Each volunteer showed up at the Exercise Research Laboratory (LAPEX) of the Federal University of Rio Grande do Sul (UFRGS) in the Biodynamic sector on three visits on different days.

On the first visit, all anthropometrics measures and a detailed screening were made and were recorded the best 10-km race competition times on last nine months by self-report. On this visit too, the participants received instruction regarding Total Quality Recovery (TQR) scale, and they were familiarized with it. This tool had the purpose of evaluating the volunteer's recovery (KENTTA; HASSMEN, 1998) during running tests on the subsequent visits.

The running tests occurred on the treadmill (Model 10200/ATL, Inbramed, Porto Alegre, RS, Brazil) with inclination resolution of 1 (from 0 to 26)% and velocity of 0.1 (from 0 to 24) km h<sup>-1</sup>. For all tests carried out, the treadmill inclination was fixed at 1% (JONES; DOUST, 1996; CASTRO et al., 2013).

For both CLS and center frequency determination, electrocardiography signals (ECG) and surface electromyography (SEMG) of VL and GM muscles had recorded with 2000 Hz sampling frequency. For this, we used just only a signal conditioner (NewMiotool - 8 channels, 16 bits resolution, a common mode rejection ratio of 126 dB, and automatic gain - Inbramed, Porto Alegre, RS, Brazil) in which it was configured a biopotential channel to capture ECG signals (VANDERLEI et al., 2008).

For the acquisition, surface electrodes were being used, with 10-mm diameter AgCl capturing surfaces. The volunteer's skin was shaved and prepared by abrading with cotton and alcohol to fix the electrodes. For the muscles electrodes placing on right VL and GM muscles, we followed the SENIAM recommendations (HERMENS et al., 1999, 2000) .

For collect ECG signals, two electrodes were placed on the manubrium sternal and the fifth intercostal space at the point in which to cross the left midclavicular line (CM5 lead) (SACILOTTO et al., 2007; VANDERLEI et al., 2008). This position is the CM5 derivation which is bipolar and used in effort electrocardiograms (PUURTINEN et al., 2010). We placed the reference electrode on the right anterior iliac spine.

To ensure reproducibility on electrodes placement at different days, maps made on transparencies, taking into account several signs on the skin such as blood vessels, spots, scars and anatomical references.

On the running tests, the runners undertook treadmill assessments on two different days, running in each day five three-minute bouts at distinct speeds (7, 7.5, 8, 9, 10,11, 12, 13, 14, 15) km h<sup>-1</sup>. The order of the speeds has randomized over the two days, but the first speed of each day was always 7 or 7.5, defined by lot, and

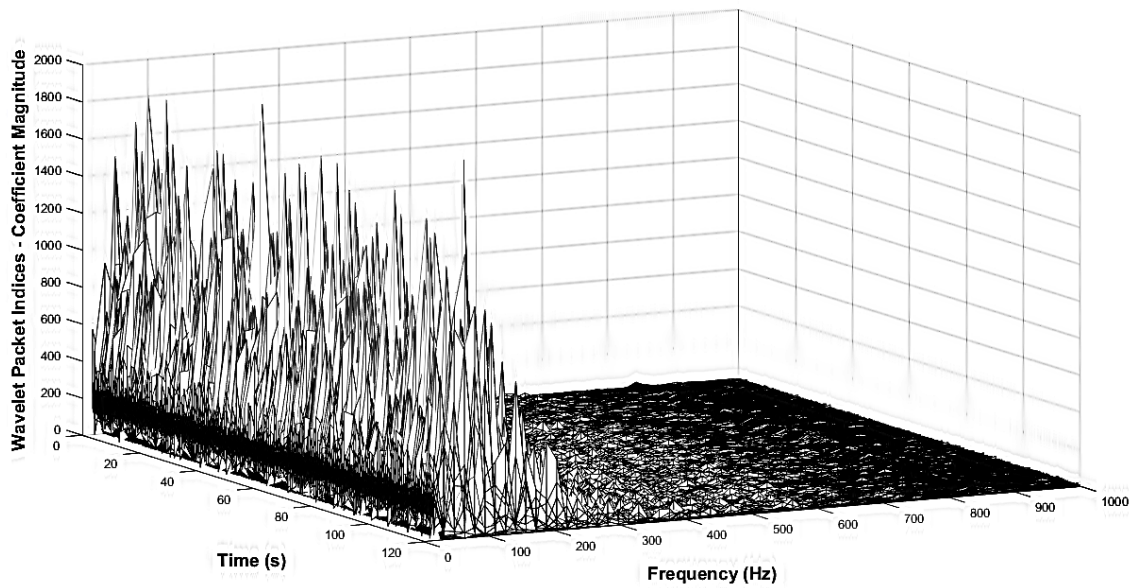
they worked like a warm up. We determined the time interval between consecutive bouts considering two parameters: a) the subject had to feel totally recovered by TQR scale; b) the heart rate, controlled by a cardiac monitor, could not be 15% highest than rest value.

On the last two minutes of running in each bout, we recorded the SEMG and ECG signals.

### **Data processing**

The ECG and EMG data were analyzed in Matlab environment. First of all, for each speed and each participant, we used a Wavelet code from Matlab to decompose all signals in their spectrum of frequencies: Wavelet Packet Decomposition 1-D (“wpec” function, level 6, and wavelet mother symlet14). The symlet14 is a wavelet mother associated with 28 low-pass decomposition filters and 28 high-pass decomposition filters.

This decomposition generated a matrix with 64 columns matching the scales and the rows correspondent to the length of the signal vector. In sequence, we applied the “wpspectrum” function, from Matlab, which returned a matrix of Wavelet Packet Power spectrum, based on the Wavelet Packet Transform. It is shown an example one-speed test for the VL muscle spectral frequencies decomposition for one volunteer in Figure 1A.



**Figure 1A:** An example of spectral frequencies decomposition of vastus medialis muscle as a function of the time for one volunteer in just one test speed.

Then, for each column containing the scale with their respective frequencies, we calculated the mean of these frequencies what resulted in a row vector  $1 \times 64$ . Finally, we put the frequencies on this row vector in ascendant order (from scale 1 to scale 64), and we determined the center frequency as the mean of this vector ( $SEMG_{MNF}$ ). We considered this average value as representative of the frequency spectrum for the test.

Also, we resorted to signal decomposition to determine the range of frequencies that have composed each signal to feed steps necessary to further analysis. The frequencies corresponding to the first scale, the scale 57 that it has represented 90% of the spectrum and the last scale were determined. These values are shown in Table 1A.

**Table 1A:** Frequencies found at scales 1, 57 and 64 of the row vector resultant from decomposition process for all signals: electrocardiogram (ECG), surface electromyography to vastus lateralis (SEMG-VL) and gastrocnemius lateralis (SEMG-GM). The scale 57 corresponds to 90% of the signal content. The values represent all speeds and subjects.

	Scale 1 (Hz) mean $\pm$ sd	Scale 57 (Hz) mean $\pm$ sd	Scale 64 (Hz) mean $\pm$ sd
<b>ECG</b>	6.7 $\pm$ 4.3	60.5 $\pm$ 25.0	903.1 $\pm$ 224.5
<b>SEMG-VL</b>	4.4 $\pm$ 2.4	91.8 $\pm$ 34.0	824.1 $\pm$ 882.5
<b>SEMG-GM</b>	7.4 $\pm$ 2.9	198.7 $\pm$ 69.1	286.5 $\pm$ 104.4



As the amplitude of the frequencies has been wide between scales 57 and 64 and this interval contained only 10% of the signal content, we only take into account the variation between scales 1 and 57 to calculate the scale range used in the Wavelet Coherence analysis. We adopted a frequency range spectrum between 1.5 and 350 Hz. It made the conversion from the frequency range of the scale range (*scalerange*) according to the equation:

$$\text{Scalerange} = fc / (\text{freqrange} * \left(\frac{1}{fs}\right))$$

Where: *fc* is the central frequency of wavelet mother, *freqrange* is the frequency range spectrum, and *fs* is the sampling frequency. The *fc* can be calculated by “centfrq” function from Matlab. The mother wavelet used was Morlet. The *scalerange* was: minimum scale (S0) = 4.6429 and maximum scale (MxS) = 1.0e+03\*1.0833

It determined the CLS using an adapted code of Wavelet Transform Coherence (WTC) from Wavelet Coherence MatLab package presented in others papers (CUI; BRYANT; REISS, 2012; GRINSTED; MOORE; JEVREJEVA, 2004) and available to free download on Aslak Grinsted website (ASLAK GRINSTED, [s.d.]). This mathematic approach is used to investigate the interaction between two temporal series and return the Wavelet Coherence Coefficient (WCC). In this code, we have used the settings: Monte Carlo Count = 300, mother wavelet = Morlet, S0, MxS.

The code returned, for each temporal series pair (ECG-VL and ECG-GM), a matrix with 95 columns matching the WCCs and the rows corresponding to the length of temporal series pair vector. How our goal is to know a value of WCC that represent the synchronization during all time of running test, we calculated the WCC mean for each column which resulted in a row vector 1x95 with the WCC correspondent to each scale.

From WTC code, the scale brings the real period information (CUI; BRYANT; REISS, 2012; DOMINGUES et al., 2016). It was obtained in this processing, a row vector 1x95 with the respective period for each one of 95 scales. The conversion from period to frequency (Hz) was done by the following equation:

$$\text{frequency\_hz} = (1/(\text{period}/\text{fs}))$$

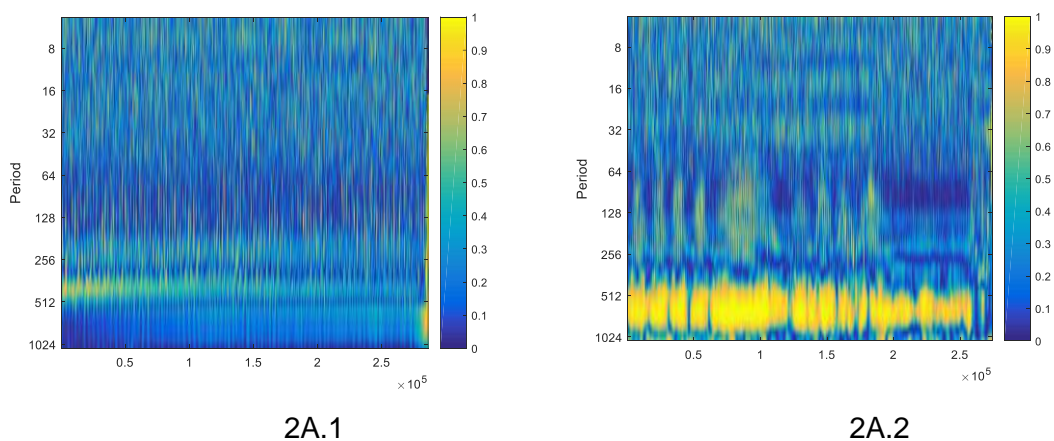
Where the **period** is the real period from code and **fs** is the sampling frequency.

At the end of processing, we had, for each scale: the WCC, the period and the frequency of synchronization.

The WCC is a qualitative parameter estimate of the degree of linearity of the interaction between two temporal series, and it works like a localized correlation coefficient in time-frequency space. The WCC varies from zero (0) to one (1), where one means linear relations between two functions around the time "t" and the scale "a." For a WCC equal zero, there is not interaction.

We used the same squared Pearson determination strength evaluation criteria to assess WCC strength. The WCC is analogous to the squared Pearson determination  $r^2$ . The WCC magnitude reflects the proportion of variance of the temporal series X at a frequency (f) considered in the constant linear transformation of the complex spectral coefficients derived from temporal series Y (ROACH; MATHALON, 2008). The WCC strength categories used was: very weak (0 to 0.19), weak (0.20 to 0.39), moderate (0.40 to 0.59), strong (0.60 to 0.79), and very strong (0.8 to 1) ("BMJ Correlation and regression", [s.d.]; JABEEN et al., 2016). We classified the CLS emerged when the WCC was equal or higher than 0.8.

The Figure 2A shows some examples of the visual interpretation of CLS by WCC strength analysis.



**Figure 2A:** A graphic interpretation of CLS by WCC strength analysis.

The figure 2A.1 shows one test speed where the CLS was weak in almost cover real periods. The figure 2A.2 shows another test speed where there was a band of the real period in which the CLS was strong at all time of the running test duration. The WCC strength can be observed by WCC in the column at the right of the graph. Yellow color represents a WCC close to 1 while dark blue color represents a WCC close to 0.

**Caption:** Cardiolomotor synchronization (CLS), wavelet coherence coefficient (WCC).

## Statistical analysis

We used the software SPSS 20 to statistical analysis. A significance level  $\alpha = 0.05$  was adopted.

To verify the effect of speed and CLS on center frequency, the set of the variable was: SEMG<sub>MNF</sub> from VL and GM as dependent variables; subjects and speed as factors; and the WCC from ECG-VL and ECG-GM as covariates. To identify in which band of frequencies the spontaneous CLS happens, the set of the variable was: frequencies of ECG-VL and ECG-GM synchronization as the dependent variables; subjects and WCC strength categories as the factor.

First, we tested if the subjects would be a candidate to be a variable with random effect, due to their hierarchical nature (MARÔCO, 2014; NAKAGAWA; SCHIELZETH, 2013). If yes, we used Generalized Linear Mixed-effects Models (GLMMs). If no, we used Generalized Estimating Equations (GEE). In both tests, GLMMs and GEE, we used Bonferroni test as post-hoc test to find the statical differences.

The condition if subjects were or not a variable with random effect was tested previously according to Intraclass Correlation Coefficient (ICC-pre) from Variance Components Analysis by Restricted Maximum Likelihood method. When the ICC-pre was highest than 5%, we considered the subjects variable as a variable with random effect.

In GLMMs analysis, we tested four covariance structures for the effects model random to find the model that had the best fit. The four covariance structures tested were: Variance Components, First-Order Autoregressive (AR1), Compound Symmetry and Unstructured. It defined the best fit by the smaller value Akaike's Information Criterion (AIC). It did the visual inspection of normality of residuals by Q-Q Plot (results presented in the appendice A).

After to run the statistical procedures for GLMMs, we calculated the ICC again (ICC-pos), using the estimates of covariance parameters according to the following equation (MARÔCO, 2014):

$$ICC - pos = \frac{\textit{estimative of random effect}}{(\textit{estimative of random effect} + \textit{residual estimative})} * 100$$

This coefficient gave us the percentage contribution of improving model explanation when it considered the subjects as random effect term.

For GEE, the goodness of fit for scale response was tested for both types model: Linear and Gamma with Log Link. We choose the model with a smaller value to Quasi-Likelihood under Independence Model Criterion (QIC).

The comparison between muscles for SEMG<sub>MNF</sub> in each speed test was carried out by ANOVA Mixed Model.

## RESULTS

Sixteen runners (age 34.1, sd = 9.4 years; body mass 73.1, sd = 6.5 kg; stature 1.75, sd = 0.04 m; length of lower limbs 92.2, sd = 3.9 m; weekly training volume 53.4, sd = 27.9 km; mean of the best performance times in 10-km race was 41.4, sd = 3.7 min) participated in the investigation.

In the analysis to verify the effect of speed and CLS on center frequency, the ICCs-pre from variables SEMG<sub>MNF</sub>-VL and SEMG<sub>MNF</sub>-GM, respectively, were 5.9% and 7.5% and we performed GLMMs for this analysis. According to ICCs-pos, there was an improvement in the explanation of the model to SEMG<sub>MNF</sub>-VL in the order of 7.5% and to SEMG<sub>MNF</sub>-GM in the order of 13.1% when we considered the subjects as random effects term.

In accordance with AIC criteria, the model with the best fit was Variance Model to SEMG<sub>MNF</sub>-VL (Variance Model = 121234.97; AR1 = 121236.77; Compound Symmetry = 121642.38; Unstructured = 122081.01) and AR1 to SEMG<sub>MNF</sub>-GM (Variance Model = 128320.55; AR1 = 128318.93; Compound Symmetry = 128322.55; Unstructured = 130370.04).

In the analysis to identify in which band of frequencies the spontaneous CLS happens, the ICCs-pre from the variables ECG-VL and ECG-GM tended to zero, and

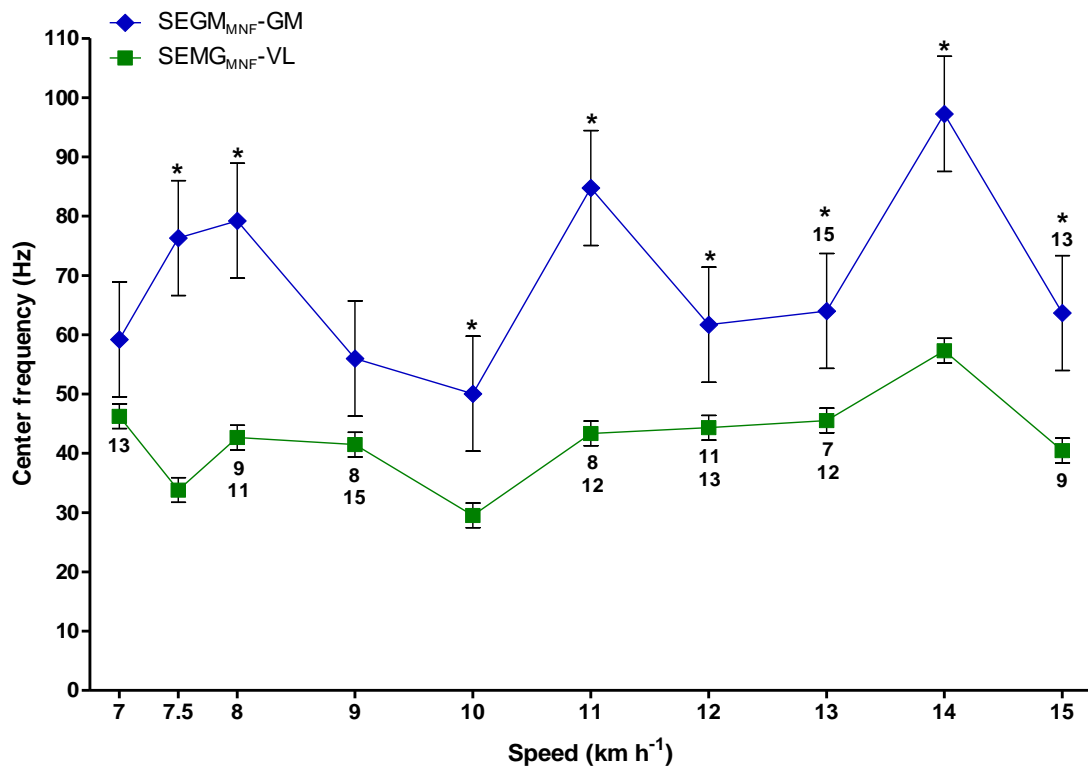
we performed GEE for this analysis. According to QIC criteria, the goodness of fit for both temporal series pair was Gamma with Log Link (ECG-VL: linear model = 128785827.33 and Gamma with Log Link = 22351,75; ECG-GM: linear model = 124726810.84 and Gamma with Log Link = 21889.16).

To SEMG<sub>MNF</sub>-VL, all fixed effect terms presented statistical difference (speed:  $F(9, 15165.950) = 94.611$ ,  $p < 0.001$ ; WCC-VL:  $F(1, 15173.650) = 4.304$ ,  $p = 0.038$ ; interaction speed\*WCC-VL:  $F(9, 15166.143) = 4.505$ ,  $p < 0.001$ ). The estimatives of residuo and of the random effect term presented statistical difference (residuo = 170.258117, Zwald = 87.078,  $p < 0.001$ ; subjects = 13.981424, Zwald = 2.704,  $p = 0.007$ ). The covariate WCC-VL in this model was evaluated at the following value: 0.2346.

To SEMG<sub>MNF</sub>-GM, regard to fixed effect terms, just the speed was statistically different (speed:  $F(9, 15165.626) = 261.533$ ,  $p < 0.001$ ; WCC-GM:  $F(1, 15167.926) = 0.197$ ,  $p = 0.657$ ; interaction speed\*WCC-GM:  $F(9, 15165.797) = 0.414$ ,  $p = 0.929$ ). The estimatives of residuo and of the random effect term presented statistical difference (residuo = 271.3533167, Zwald = 87.077,  $p < 0.001$ ; subjects = 40.996180, Zwald = 2.001,  $p = 0.045$ ). The covariate WCC-GM in this model was evaluated at the following value: 0.2340.

The comparison of the center frequency (SEMG<sub>MNF</sub>) among muscles at each speed tested was statistically different  $F(1, 9) = 21.83$ ,  $p = 0.0095$ .

The descriptive statistic and the inferential statistic to SEMG<sub>MNF</sub>-VL and SEGM<sub>MNF</sub>-GM are shown in the Figure 3A. In the intra-muscle analysis, SEGM<sub>MNF</sub>-GM has not been different just between 13 and 15 km h<sup>-1</sup>. By another hand, SEMG<sub>MNF</sub>-VL has been statically similar in more pairs of speed comparison. In the inter-muscle comparison, the SEMG<sub>MNF</sub> was not different just in 7 and 9 km h<sup>-1</sup>.



**Figure 3A:** Effect of speed on the center frequency of vastus lateralis (SEMG<sub>MNF</sub>-VL) and gastrocnemius medialis (SEGM<sub>MNF</sub>-GM) muscles.

The descriptive statistic is represented by mean and 95% confidence interval. The numbers over, to the GM, and below, to the VL, of the symbols indicate that the center frequency for that speed did not be statistically different from the speeds with the number(s) correspond. The significant statistical differences for the comparisons among speeds (intra-muscle comparison) did not be represented, and, therefore, it must be assumed. The asterisks indicate that the center frequency between the muscles (inter-muscle comparison), for that speed, have been statistical different.

**Caption:** vastus lateralis (VL), gastrocnemius medialis (GM).

The frequency of synchronization has varied according to WCC strength in both temporal series pair analyzed (ECG-VL: Wald Chi-Square(4) = 13604.073,  $p < 0.001$ ; ECG-GM: Wald Chi-Square(4) = 3701.672,  $p < 0.001$ ).

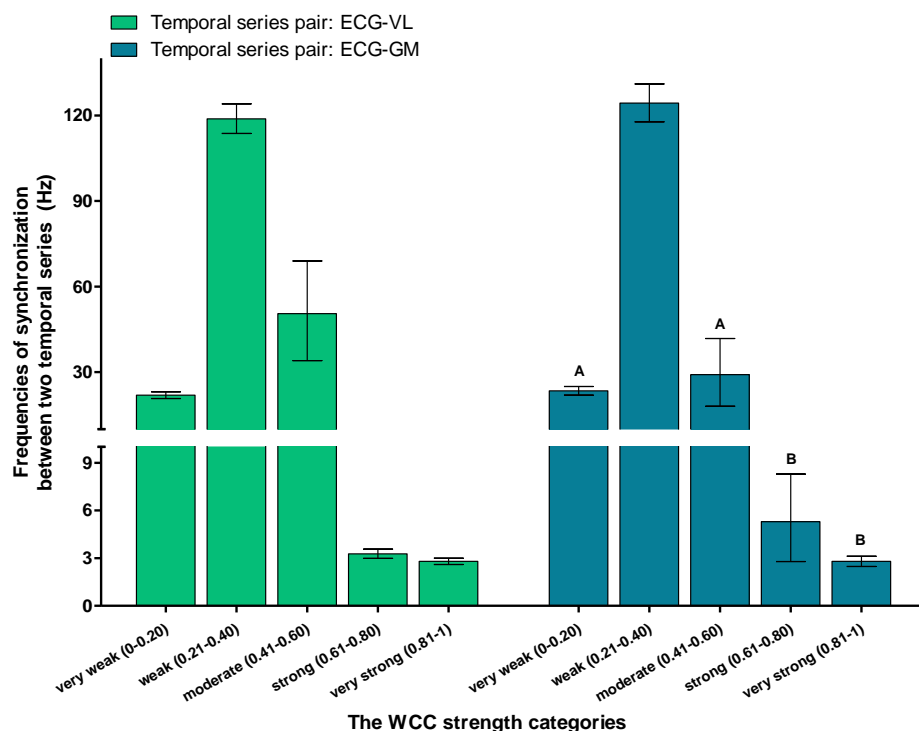
Taking into consideration the 16 subjects, ten speeds, and 95 coefficients and their respective frequencies per test, it has obtained 15200 observations per temporal series pair. The distribution of these observations, in raw numbers and numbers percentual, in WCC strength categories, it can be seen in Table 2A.

**Table 2A.** The number of events observed in WCC strength categories for each temporal series pair analyzed.

Category	ECG-VL temporal series pair		ECG-GM temporal series pair	
	Events			
	Raw number	Numbers Percentual	Raw number	Numbers Percentual
<b>Very weak</b>	5704	37.5%	5873	38.6%
<b>Weak</b>	8690	57.2%	8277	54.5%
<b>Moderate</b>	565	3.7%	734	4.8%
<b>Strong</b>	216	1.4%	261	1.7%
<b>Very strong</b>	25	0.2%	55	0.4%
<b>TOTAL</b>	15200	100%	15200	100%

**Caption.** Electrocardiogram signals (ECG), vastus lateralis (VL), gastrocnemius medialis (GM).

The distribution of frequencies of synchronization into the WCC strength categories is shown in Figure 4A. For the temporal series pair ECG-VL, the frequencies were different between all categories. For the temporal series pair ECG-GM, the frequencies were not different between very weak and moderate categories as well as between strong and very strong categories.



**Figure 4A:** The distribution of frequencies of synchronization into the WCC strength categories.

The descriptive statistic is represented by mean and 95% confidence interval. Equals letters mean a lack of statistical difference. The significant statistical differences did not be represented by symbols, and, therefore, it must be assumed.

## DISCUSSION

We investigated the effect of speed running and the CLS on the center frequency of two muscle besides to identify in which band of frequencies the spontaneous CLS happens. First, in our results, the spectral frequency behavior has not been in perfect accordance with the predictions of the size principle in any of the muscles analyzed.

The muscle composition regards to fiber type is plural, which favors a diversity scenario about muscle physiological and mechanical proprieties. Hence, the recruitment pattern of the motor unit is complex, and the myoelectrical signal brings, together, information from all fibers type. Nonetheless, the size principle is a robust framework to describe the motor units recruitment pattern, with an ample evidence supporting it (CROCE et al., 2014; HODSON-TOLE; WAKELING, 2009; WAKELING; ROZITIS, 2004).

However, there is an increasing body of evidence for the idea that the size principle rule is not to apply to all situations, especially at responses to the mechanical demand of locomotion. It was speculated about a special pool of motor units that respond to multiple and distinct tasks, and it can be divided into task-oriented groups or, just, task-group. Such independent task groups could have a different central connection, recruitment patterns and intrinsic properties optimized for the performance of a specific functional task. Still, some locomotor tasks are best performed by faster fiber. It is suggested that intrinsic features of muscle, like activation-deactivation kinetics and force-velocity properties, could affect the motor unit recruitment in locomotor tasks (HODSON-TOLE; WAKELING, 2008, 2009; WAKELING, 2004).

We believe that biomechanical task of running had an effect on our data. During running, the contact time directly affects the leg stiffness and the preservation of elastic energy involved in running economy (MORIN et al., 2007). It is in line with the fact that muscle strength generation depends on not only neuromuscular aspects but biomechanical factors too (KURIKI et al., 2012).

Wakeling and colleagues (WAKELING et al., 2001) observed that a considerable muscle activity occurred before and following to heel-strike, and reported that wavelet analysis made it possible to describe the myoelectric activity in



distinct gait phases with time-frequency information during sustained submaximal running. If we had divided our analysis according to gait phases, with emphasis on the contact time, the results might bring a more clearly explanation about the muscle function. However, this is the first research that evaluated the effect of spontaneous CLS on the center frequency and it is a limitation of this present study because this we chose a general perspective.

It observed the lowest center frequencies for both muscles at 10 km h<sup>-1</sup>. Perhaps, this decrease might be due to highest participation from fibers type I and this premise might influence on running economy. As a limitation, this study has not measured the running economy, and we do not know if the speed changes affected the economy similarly, although other authors found the optimal speed for the high-level runners at 13 km h<sup>-1</sup> (BLACK et al., 2017).

The CLS influenced the frequency spectrum to the VL, but not to the GM. Our data showed that the central frequency magnitude varied less in VL than in GM, so much so that this muscle had several speeds in which the SEMG<sub>MNF-VL</sub> were statistically similar. In comparison with resistance-trained, the VL muscle of endurance-trained subjects had percent more fibers type I, indicating an adaptation to the training (HERDA et al., 2015), and it may be contributed for the VL having exhibited lower center frequencies in our study. Besides this, the GM seems to recruit faster motor units preferentially during running (HODSON-TOLE; WAKELING, 2008).

We have supposed that if the CLS could happen, the center frequency for both muscles would be lower. We have believed that CLS could create a condition in wich metabolic and mechanical parameters of running would be optimized and hence the fiber type I would be recruited preferentially, and consequently, type I slow-twitch motor units, and impact the metabolic expenditure in favour of a running more economical.

Some studies support the hypothesis that CLS might have an influence in metabolic expenditure during human movement. In CLS condition there were: a positive chronotropic effect on heart rate when the moment of muscle contraction coincided with the early phases of the cardiac cycle (NOMURA et al., 2006); improvement of stroke volume and cardiac output (DHINDSA; SUGAWARA; TANAKA, 2012); increase in lower leg muscle blood perfusion and in oxygen pulse during walking (TAKEUCHI; NISHIDA; MIZUSHIMA, 2014, 2015). This last finding

supports the possibility that the CLS may influence the arteriovenous difference and we have considered it as a potential mechanism by which the CLS may affect the running economy.

Although the idea that in CLS conditions there might be a mechanical and physiological link favoring for the performance of the task seems pertinent, the relations between CLS and motor unit recruitment order and CLS and measures of the economy have not yet been explored. In our study, the spontaneous CLS has happened only in a few observations. Interesting to note that the mean frequency in which CLS happened, when the WCC strength was higher than 0.8, was about 2.7-Hz (95-IC to VL = 2.5 to 2.9; 95-IC to GM = 2.4 to 3.1). We made three reflections on this.

Indeed at a given speed, there is a wide range possibility of responses arising from individuals biomechanical and physiological fits (MOORE, 2016). Perhaps to put the CLS as a function of speed, it might occult their integrative meaning. Instead, in future studies, to look for neuromuscular, biomechanical and/or physiological changes in running under the CLS perspective might be an alternative.

It is usual in SEMG analyzes that frequencies below 10-Hz are shut off by associating them with motion artifacts. Notwithstanding, it seems that sustained exercise induces the motor units to become partially synchronized, although it happens in only small bursts with fewer than 8% of firings at low frequencies (HODSON-TOLE; WAKELING, 2009; WAKELING et al., 2001). We have decided not exclude these frequencies from our signals, and now we speculate that the motor units synchronization might be involved at CLS condition.

Lastly, the CLS is manifested when the locomotor system, represented by muscle activity, drags the cardiac system to the same frequency. In several papers, this coupling is done by matching the heart frequency with the step frequency using a metronome, both frequencies measured in cycles  $\text{min}^{-1}$  (NIIZEKI; SAITOH, 2014; NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2001). Besides this, some authors suggested an optimal step frequency for running, when the metabolic cost is minimal, is around of 170 cycles  $\text{min}^{-1}$  (DE RUITER et al., 2014). So, to expect that the spontaneous CLS might appear around that frequency is comprehensive. If we convert 2.7-Hz, mean of the frequencies in the strong category, to cycles  $\text{min}^{-1}$ , we find 162 cycles  $\text{min}^{-1}$ .

However, is not possible to know yet what the mechanisms involved in this condition and why it was not prominent.

We conclude that speed affected the center frequency for both muscles, but it was not perfectly in accordance with the classical rule about motor recruitment; the specificity of locomotion task might be a plausible reason to explain our findings. The CLS affected  $SEMG_{MNF}$ , albeit, for CLS, may have a specific muscle effect because just the VL was influenced. The spontaneous CLS emerged around of 2.7-Hz, which may be compatible with the locomotor task.

## REFERENCES

ASLAK GRINSTED. **Aslak Grinsted**. Available in: <http://www.glaciology.net/wavelet-coherence>. Access in: Mar 23. 2016.

BAILÓN, R. et al. Influence of running stride frequency in heart rate variability analysis during treadmill exercise testing. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 60, n. 7, p. 1796–1805, 2013.

BASSETT, D. R. J.; HOWLEY, E. T. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 1, p. 70–84, 2000.

BEATTIE, K. et al. The effect of strength training on performance in endurance athletes. **Sports Medicine**, v. 44, n. 6, p. 845–865, 2014.

BERGH, U.; EKBLÖM, B.; ASTRAND, P.-O. Maximal oxygen uptake “classical” versus “contemporary” viewpoints. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 1, p. 85–88, 2000.

BERTUZZI, R. C. M. et al. Pacing strategy determinants during a 10-km running time trial: contributions of perceived effort, physiological, and muscular parameters. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 6, p. 1688–1696, 2014.

BILODEAU, M. et al. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 1, p. 83–92, 2003.

BLACK, M. I. et al. Is there an optimum speed for economical running? **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 11, n. 1, p. 1–23, 2017.

**BMJ Correlation and Regression**. Available in: <http://www.bmj.com/about-bmj/resources-readers/publications/statistics-square-one/11-correlation-and-regression>.>. Access in: May 24. 2017.

CROCE, R. et al. Wavelet analysis of quadriceps power spectra and amplitude under varying levels of contraction intensity and velocity. **Muscle & Nerve**, v. 50, n. 5, p. 844–853, 2014.

CUI, X.; BRYANT, D. M.; REISS, A. L. NIRS-based hyperscanning reveals increased interpersonal coherence in superior frontal cortex during cooperation. **NeuroImage**, v. 59, n. 3, p. 2430–2437, 2012.

DE RUITER, C. J. et al. Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. **European Journal of Sport Science**, v. 14, n. 3, p. 251–258, 2014.

DELLAGRANA, R. A. et al. Physiological, anthropometric, strength, and muscle power characteristics correlates with running performance in young runners. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 29, n. 6, p. 1584–1591, 2015.

DHINDSA, M. S.; SUGAWARA, J.; TANAKA, H. Hemodynamic impacts of entrainment of heart rate and stride rate. **Artery Research**, v. 6, n. 3, p. 136–140, 2012.

DI PRAMPERO, P. E. et al. A simple method for assessing the energy cost of running during incremental tests. **Journal of Applied Physiology**, v. 107, n. 4, p. 1068–1075, 2009.

DOMINGUES, M. O. et al. Explorando a transformada wavelet contínua. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 38, n. 3, p. e3314, 2016.

EDSTROM, L.; KUGELBERG, E. Histochemical composition, distribution of fibres and fatiguability of single motor units. Anterior tibial muscle of the rats. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 31, n. 5, p. 424-433, 1968.

ESTEVE-LANAO, J. et al. How do endurance runners actually train? Relationship with competition performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 37, n. 3, p. 496–504, 2005.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4, p. 1486–1495, 2004.

FOSTER, C.; LUCIA, A. Running economy: the forgotten factor in elite performance. **Sports Medicine**, v. 37, n. 4–5, p. 316–319, 2007.

GILAD, O. et al. Afferent somatosensory information as a possible cause of cardiac-locomotor coupling? **Computers in Cardiology**, v. 30, p. 797–800, 2003.

GRINSTED, A.; MOORE, J. C.; JEVREJEVA, S. Application of the cross wavelet transform and wavelet coherence to geophysical time series. **Nonlinear Processes in Geophysics**, v. 11, n. 5/6, p. 561–566, 2004.

HERDA, T. J. et al. Motor unit control strategies of endurance- versus resistance-trained individuals. **Muscle & Nerve**, v. 52, n. 5, p. 832–843, 2015.

HERMENS, H. J. et al. **SENIAM 8: European recommendation for surface electromyography**. Enschede, 1999. ISSN 90-75452-15-2. Available in: <http://www.seniam.org/>. Access in: May 23, 2014.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361–374, 2000.

HODSON-TOLE, E. F.; WAKELING, J. M. Motor unit recruitment patterns 1: responses to changes in locomotor velocity and incline. **The Journal of Experimental Biology**, v. 211, n. 12, p. 1882–1892, 2008.

HODSON-TOLE, E. F.; WAKELING, J. M. Motor unit recruitment for dynamic tasks: current understanding and future directions. **Journal of Comparative Physiology B**, v. 179, n. 1, p. 57–66, 2009.

JABEEN, K. et al. Agreement of direct antifungal susceptibility testing from positive blood culture bottles with the conventional method for *Candida* species. **Journal of Clinical Microbiology**, v. 54, n. 2, p. 343–348, 2016.

KENTTA, G.; HASSMEN, P. Overtraining and recovery: a conceptual model Surentainment et recuperation: un modele conceptuel. **Sports Medicine**, v. 26, n. 1, p. 1–16, 1998.

KURIKI, H. U. et al. The Relationship between electromyography and muscle force. In: SCHWARTZ, M. (Ed.). **EMG methods for evaluating muscle and nerve function**. [s.l.] InTech, 2012. p. 32–54.

MARÔCO, J. **Análise Estatística com o SPSS Statistic**. Lisboa, Portugal: Editora ReportNumber, 2014. 990p.

MCLAUGHLIN, J. E. et al. Test of the classic model for predicting endurance running performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 42, n. 5, p. 991–997, 2010.

MOORE, I. S. Is there an economical running technique? A review of modifiable biomechanical factors affecting running economy. **Sports Medicine**, v. 46, n. 6, p. 793–807, 2016.

MORIN, J. B. et al. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 15, p. 3341–3348, 2007.

NAKAGAWA, S.; SCHIELZETH, H. A general and simple method for obtaining  $R^2$  from generalized linear mixed-effects models. **Methods in Ecology and Evolution**, v. 4, n. 2, p. 133–142, 2013.

NEPTUNE, R. R.; MCGOWAN, C. P.; FIANDT, J. M. The influence of muscle physiology and advanced technology on sports performance. **Annual Review of Biomedical Engineering**, v. 11, n. 1, p. 81–107, 2009.

NIIZEKI, K.; SAITOH, T. Cardiolocomotor phase synchronization during rhythmic exercise. **The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine**, v. 3, n. 1, p. 11–20, 2014.

NOMURA, K. et al. Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, p. 240–247, 2006.

NOMURA, K. TAKEI, Y.; YANAGIDA, Y. Analysing entrainment of cardiac and locomotor rhythms in humans using the surrogate data technique. **European Journal of Applied Physiology**, v. 84, p. 373–378, 2001.

PUURTINEN, M. et al. Value of leads V4R and CM5 in the detection of coronary artery disease during exercise electrocardiographic test. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 30, p. 308–312, 2010.

ROACH, B. J.; MATHALON, D. H. Event-related EEG time-frequency analysis: an overview of measures and an analysis of early gamma band phase locking in schizophrenia. **Schizophrenia Bulletin**, v. 34, n. 5, p. 907–926, 2008.

SACILOTTO, M. C. et al. Relação da frequência cardíaca e da potência no pico do teste ergométrico e no nível do limiar de anaerobiose de homens de meia-idade saudáveis e de hipertensos. **Fisioterapia em Movimento**, v. 20, n. 4, p. 43–53, 2007.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 88, n. 4–5, p. 297–316, 2003.

SPARROW, W. A. **Energetics of human activity**. 1. ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2000. 306p.

TAKEUCHI, S.; NISHIDA, Y.; MIZUSHIMA, T. Effects of synchronization between cardiac and locomotor rhythms on oxygen pulse during walking. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 13, n. 4, p. 881–887, 2014.

TAKEUCHI, S.; NISHIDA, Y.; MIZUSHIMA, T. Evidence of an association between cardiac-locomotor synchronization and lower leg muscle blood perfusion during walking. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 6, p. 1819–1822, 2015.

VANDERLEI, L. C. M.; et al. Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 41, n. 10, p. 854–859, 2008.

WAKELING, J. M. et al. Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 86, n. 1, p. 40–47, 2001.

WAKELING, J. M. Motor units are recruited in a task-dependent fashion during locomotion. **The Journal of Experimental Biology**, v. 207, n. 22, p. 3883–3890, 2004.

WAKELING, J. M.; ROZITIS, A. I. Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. **The Journal of Experimental Biology**, v. 207, n. 14, p. 2519–2528, 2004.

WESTERBLAD, H.; BRUTON, J. D.; KATZ, A. Skeletal muscle: energy metabolism, fiber types, fatigue and adaptability. **Experimental Cell Research**, v. 316, n. 18, p. 3093–3099, 2010.



## STUDY B

### RELATIONSHIPS BETWEEN CARDIOLOCOMOTOR SYNCHRONIZATION, SPATIOTEMPORAL PARAMETERS AND RUNNING ECONOMY

#### ABSTRACT

**Introduction:** Integrative approaches, such as cardiocomotor synchronization (CLS), may give us insights about running economy. **Aims:** To verify if there is an optimal running speed which is associated with CLS and/or spatiotemporal parameters. **Methods:** Long-distance runners undertook treadmill running economy assessments at ten different categories of speeds: Four based on the preferred speed, one based on the speed correspondent to the second ventilatory threshold, another with natural step frequency (SF) around 170 steps  $\text{min}^{-1}$  (SF 170), and four fixed speeds. Electrocardiography signals (ECG) and surface electromyography were recorded to determine the CLS by Wavelet Transform Coherence what returned the Wavelet Coherence Coefficient (WCC) ranging from 0 (absence) to 1 (coherence). The spontaneous CLS emerged when the WCC was equal or higher than 0.8. A 120-Hz sample frequency camera was used to record the spatiotemporal data. Metabolic gas assessments were done at all tests, and the running economy was represented by the cost of transport (CoT) adjusted by the covariate. **Result:** Thirteen runners participated in the investigation. In general lines, we noted that two categories of speed have tended to show lowers values of CoT adjusted systematically: fixed 3 ( $10.0 \text{ km h}^{-1}$ ) and SF 170 (about  $14.0 \text{ km h}^{-1}$ ). Although it noted an interaction statistically significant between speed and WCC, events with WCC higher than 0.8 took place scarcely (<1% of all events). **Conclusion:** The CLS has weak effect on the CoT and less than other covariates, and we did not find an optimal running speed.

**Key-words:** Cardiocomotor coherence, cost of transport, physiomechanic coupling, sports, gait, oxygen consumption

## INTRODUCTION

The relationship between speed and running economy is not consensual, with some evidences favorable (BLACK et al., 2017; CARRIER; ANDERS; SCHILLING, 2011; CHER; STEWART; WORRINGHAM, 2015; STEUDEL-NUMBERS; WALL-SCHEFFLER, 2009) and others denying (DI PRAMPERO et al., 2009; HELGERUD; STOREN; HOFF, 2010; SAIBENE; MINETTI, 2003) the existence of an optimal running speed. Indeed, there are several confounding factors in the running economy interpretation, what is a consequence of its multi-etiological nature (SMOLIGA, 2017). There is a body of evidence supporting that metabolic energy preservation in running is related to biomechanical and physiological parameters of locomotion (TARTARUGA et al., 2012; MOORE, 2016; SAIBENE; MINETTI, 2003; SAUNDERS et al., 2004).

The spatiotemporal parameters are modifiable factors related to running economy. Stride frequency (SF) and stride length (SL) are mutually dependent and define running speed. Runners choose spontaneously the SF and SL that are economically optimal. This innate, subconscious fine-tuning of running biomechanics is termed to as self-optimization (MOORE, 2016).

However, the body function does not work with isolated systems. Instead, all of them interact each other to ensure stability compatible with the demanding task. Biological rhythms are capable of responding with entrainment by the internal or external oscillators stimulus. Some biological integrative approaches are recognized, and they reflect the synchronized behavior of two or more systems and their physiological repercussions (GLASS, 2001; NIIZEKI; KAWAHARA; MIYAMOTO, 1993).

The knowledge about how physiological, neuromuscular and locomotor parameters complement and compensate each other aiming to fit the organism to the locomotor task may be the key to understand the effect of speed on the running economy. The cardiocomotor synchronization (CLS) is an approach described in the literature, and it exposes the interaction between locomotor and cardiac systems during rhythmic exercise (NIIZEKI; SAITOH, 2014). It seems that the afferents from the cardiovascular and muscle systems modulate the sympathetic and

parasympathetic outflow, at the brainstem, and this way, the central pattern generators of movement during a CLS event (GILAD et al., 2003).

Although the CLS be an interplay between two biological systems, it only manifests itself when the oscillatory frequencies of both biological rhythms are close. To keep the heart rate (HR) and step frequency (SF) close each other is a requirement to promote the manifestation of CLS condition (CERQUEIRA et al., 2017) but is necessary to know if this condition may be sustained spontaneously during the running, preserving the self-optimization.

The propose of this study was to verify if there is an optimal running speed which is associated with CLS and/or spatiotemporal parameters. Our hypothesis was that there is an optimal running speed, wherein the running economy measure is lowest, more associated with the CLS integrative approach influence when a small difference between HR and SF is observed than with the associations with spatiotemporal parameters.

## **METHODS**

### **Participants and ethical approval**

The participants were male adults, proficient long-distance runners with experience in 10-km or 21-km races. Runners were recruited by handing a formal invitation to the subject or their coach and publishing this on social media for running groups after obtaining authorization from the site manager.

The volunteers were free of some conditions: a) systemic diseases, especially cardiac or pulmonary disease; b) chronic or acute musculoskeletal injuries in the last six months. Moreover, they were not using drugs that act on the cardiovascular and/or autonomic systems. The volunteers had to be training not less than three times a week for a minimum weekly distance of 30-km as inclusion criteria.

The institutional ethics committees approved the study previously, and the protocol number of Certificate of Presentation for Ethical Appreciation (CAAE) is 44323315.0.0000.5345, and the number report is 1.115.465. We provided the informed consent by the participants.

## Instrumentation and procedures

Each volunteer showed up at the Exercise Research Laboratory (LAPEX) of the Federal University of Rio Grande do Sul (UFRGS) in the Biodynamic sector on three visits on different days.

The running tests occurred on the treadmill (Model 10200/ATL – Inbramed - Porto Alegre, Brazil) with inclination resolution of 1 (from 0 to 26)% and velocity of 0.1 (from 0 to 24) km h<sup>-1</sup>. For all tests carried out, the treadmill inclination was fixed at 1% (JONES; DOUST, 1996; CASTRO et al., 2013).

Pulmonary gas exchange was assessed breath-by-breath using a telemetric portable gas analyzer (K5 - Cosmed - Rome, Italy) attached to a computer, and the HR was measured using a cardiac monitor (Cosmed - Rome, Italy). We followed all the calibration procedures described in the K5 manual (COSMED, 2015).

On the first visit, all anthropometrics measures and a detailed screening to identify possible exclusion factors were made and were recorded the best 10-km race competition times on last nine months by self-report. Still, the participants received instruction regarding Total Quality Recovery (TQR) scale, and they were familiarized with it (KENTTA; HASSMEN, 1998). This tool had the purpose of evaluating the volunteer's recovery during running tests on the subsequent visits.

During this first visit yet, it was determined the participants' self-selected preferred treadmill running speed (PS). The protocol of test started at 9.0 km h<sup>-1</sup>, with the speed display blinded to the runner. The speed increased gradually in 0.5 km h<sup>-1</sup>, every 20 s until the participant has chosen that speed as their PS. After a rest of 1 minute, the volunteer remade the test, but this time the speed has started 2 km h<sup>-1</sup> faster than the previous PS reported in the first session. The speed decreased gradually in 0.5 km h<sup>-1</sup>, every 20 s until the participant has chosen a PS again. We repeated this procedure until we found a difference between both PS reported (from the session in which the speed increased and in the session that the speed decreased) within 1.8 km h<sup>-1</sup> (OLIVEIRA et al., 2016). The PS used in the statistical analysis was the average of the two PS reported.

On the second visit, the runners undertook a maximal incremental test protocol (LOURENÇO et al., 2011) that was scheduled to last between 8 and 12 minutes. The volunteers received verbal encouragement to reach their maximum

performance, and they could interrupt the test at any time. The volunteers had a warming up time of three minutes running at 8.5 km h<sup>-1</sup>. The initial speed was individualized, beginning between 9.0 km h<sup>-1</sup> and 14.0 km h<sup>-1</sup> depending on the participant's level of fitness so that he could finish his test within the allotted time. During the maximal incremental test, at each 25 s, the speed increased by in 0.3 km h<sup>-1</sup> (each increment was a new stage) until that the volunteer indicated when the test had to stop or until that the researchers have recognized physiological indicators to stop the test.

The criteria to interrupt the maximal incremental test were comprised of: a respiratory exchange ratio (RER) greater than 1.1; and/or a HR greater than the expected 95% maximum HR for a person of the participant's age (HOWLEY; BASSETT; WELCH, 1995). After the maximal test had been considered valid, the speed was reduced and sustained at 6.0 km h<sup>-1</sup> until the runner has felt recovered and safe to come out of the treadmill. The speed at the second ventilatory threshold (VT2S) served as a reference to some economy running tests in later visits.

On the last two visits, third and fourth, we recorded the oxygen consumption breath-by-breath and spatiotemporal data in ten five-minute bouts at different speeds. Before starting the tests on each visit, we measured the resting oxygen consumption ( $VO_{2rest}$ ) for six minutes, with the participant comfortably standing on the treadmill. We determined the time interval between consecutive bouts considering two parameters: a) the runner had to feel totally recovered by TQR scale; b) the HR could not be 15% highest then rest value. For the spatiotemporal data analysis, we have utilized a 120 Hz sample frequency camera (Casio High Speed - Exilim HS EX-ZR1000 - Norderstedt, Germany) to record the last two minute of each bout.

During the third visit, the runners undertook assessments of running economy performing six bouts at distinct categories of speeds. Four categories were based on the PS previously determined: PS minus 15% (PS -15%), PS minus 10% (PS -10%), PS and PS plus 5% (PS +5%). One category was based on the VT2S decremented by 3% (VT2S -3%). The other category was fixed at 7.5 km h<sup>-1</sup> (Fixed 1), and for all volunteers, it was the first speed performed, and it worked like a warm up. After the bout at Fixed 1 category, the order of the intensity of the bouts was determined by lot.

On the fourth visit, we maintained the same setup of the running economy tests. In that time we tested three fixed categories of speed, being 8.5 (Fixed 2), 10.0 (Fixed 3) and 14.2 (Fixed 4) km h<sup>-1</sup>. We also checked another category individualized that, considering the relations between SF and speed at the six categories tested during the third visit, we extrapolated mathematically the speed in which the natural SF has been 170 steps min<sup>-1</sup> (FP 170). Albeit the SF has been natural for that mathematically selected speed, we provide a metronome to help the volunteers to follow it. On this fourth visit, the first category performed, for all runners, was the Fixed 2 and, after this, it defined by lot the order of the others categories of speed.

To determine the CLS, electrocardiogram signals (ECG) and surface electromyography (SEMG) of vastus lateralis (VL) and gastrocnemius medialis (GM) muscles had recorded with 2000 Hz sampling frequency. For this, we used just only a signal conditioner (NewMiotool - 8 channels, 16 bits resolution, a common mode rejection ratio of 126 dB, and automatic gain – Inbramed - Porto Alegre, Brazil) in which it was configured a biopotential channel to capture ECG signals (VANDERLEI et al., 2008).

For the acquisition, surface electrodes were being used, with 10-mm diameter AgCl capturing surfaces. The volunteer's skin was shaved and prepared by abrading with cotton and alcohol to fix the electrodes. For the muscles electrodes placing on right VL and GM muscles, we followed the SENIAM recommendations (HERMENS et al., 1999, 2000) .

For collect ECG signals, two electrodes were placed on the manubrium sternal and the fifth intercostal space at the point in which to cross the left midclavicular line (CM5 lead) (SACILOTTO et al., 2007; VANDERLEI et al., 2008). This position is the CM5 derivation which is bipolar and used in effort electrocardiograms (PUURTINEN et al., 2010). We placed the reference electrode on the right anterior iliac spine.

To ensure reproducibility on electrodes placement at different days, maps made on transparencies, taking into account several signs on the skin such as blood vessels, spots, scars and anatomical references. The capture of the ECG and SEMG signals took place in the total duration of each bout. A synchronizing pulse generated a peak of 5 mV at ECG and SEMG signals and one light beat signal at record images at the beginning and the end of the last two minute of bout duration.

## Data processing

### Metabolic parameters determination

We determined the peak oxygen consumption ( $VO_{2\text{-peak}}$ ) as the highest value observed at the three last stages of the maximal incremental test as long as this value was within a range delimited by more or less four standard deviations of the average of the selected section data. The second ventilatory threshold was defined as the loss of linearity in the ventilation and carbon dioxide production's curve ( $VE/VCO_2$ ) (LOURENÇO et al., 2011).

The running economy is represented by the cost of transport (CoT), expressed in  $J\ kg^{-1}\ m^{-1}$ . To calculate the CoT, first, we smoothed the oxygen consumption and the RER data by a five points simple moving average filter. Then, we distribute the data from last two minute of each bout into intervals of 15 consecutive breaths/data, we calculated the mean of each interval and, we verified the percentage difference between consecutive intervals. Finally, to determine the metabolic power we selected the longest sequence of intervals in which the percentage difference in oxygen consumption has been lowest than 8% in absolute values.

The net metabolic power was determined by subtracting the  $VO_{2\text{rest}}$  from all elements of the sequence of intervals selected, and they were transformed in  $J.kg^{-1}.min^{-1}$  according to the equation proposed by Di Prampero. This equation takes into account that the consumption yield of 1  $mLO_2$  in the human body ranges from 19.6 and 21.16 J corresponding to the changes in the RER between 0.71 and 1.00 (DI PRAMPERO et al., 1986):

$$\text{Net metabolic power (J kg}^{-1}\text{ min}^{-1}\text{)} = \text{Net metabolic power (mL kg}^{-1}\text{ min}^{-1}\text{)}(4.94 \cdot \text{RER} + 16.04)$$

So, to obtain the CoT, we convert each element of net metabolic power in  $J\ kg^{-1}\ min^{-1}$ , dividing it by 60, into  $J\ kg^{-1}\ s^{-1}$  and, we divided this last value by the test speed and, finally, we calculated the mean value.

### Cardiolomotor synchronization analysis

Two parameters related to CLS were determined: the frequency of synchronization and the degree of linearity of the interaction between cardiac and muscle activity.

We analyzed the CLS data in MatLab environment. We cut signals from the part correspondent to the last two-minute, and we used it in mathematical analysis. We adapted the code of Wavelet Transform Coherence (WTC) from Wavelet Coherence MatLab package presented in others papers (CUI; BRYANT; REISS, 2012; GRINSTED; MOORE; JEVREJEVA, 2004) and available to free download on Aslak Grinsted website (ASLAK GRINSTED, [s.d.]). This mathematic approach is used to investigate the interaction between two temporal series and return the Wavelet Coherence Coefficient (WCC). In this code, we have used the settings: Monte Carlo Count = 300, mother wavelet = Morlet, minimum scale = 4.6429 and maximum scale =  $1.0e+03 \cdot 1.0833$ . The minimum and maximum scale correspond to, respectively, a frequency range spectrum between 1.5 and 350-Hz.

The code returned, for each temporal series pair a matrix with 95 columns matching the WCCs (WCC-VL from ECG-SEMG\_VL and WCC-GM from ECG-SEMG\_GM) and the rows corresponding to the length of temporal series pair vector. How our goal was to know a value of WCC that could represent the synchronization during the two minutes analyzed, we calculated the WCC mean for each column what resulted in a row vector  $1 \times 95$  with the WCC correspondent to each scale.

From WTC code, the scale brings the real period information (CUI; BRYANT; REISS, 2012; DOMINGUES et al., 2016). It was obtained in this processing, a row vector  $1 \times 95$  with the respective period for each one of 95 scales. The conversion from period to frequency (Hz) was done by the following equation:

$$frequency\_hz = (1/(period * fs^{-1}))$$

Where the **period** is the real period from code and **fs** is the sampling frequency.

At the end of processing, we had, for each scale: the WCC, the period and the frequency of synchronization (Freq Synchro).

The WCC is a qualitative parameter estimate of the degree of linearity of the interaction between two temporal series, and it works like a localized correlation coefficient in time-frequency space. The WCC varies from zero (0) to one (1), where one means linear relations between two functions around the time "t" and the scale "a." For a WCC equal zero, there are no interaction.



We used the same squared Pearson determination strength evaluation criteria to assess WCC strength. The WCC is analogous to the squared Pearson determination  $r^2$ . The WCC magnitude reflects the proportion of variance of the temporal series  $X$  at a frequency ( $f$ ) considered in the constant linear transformation of the complex spectral coefficients derived from temporal series  $Y$  (ROACH; MATHALON, 2008). The WCC strength categories used was: very weak (0 to 0.19), weak (0.20 to 0.39), moderate (0.40 to 0.59), strong (0.60 to 0.79), and very strong (0.8 to 1) (“BMJ Correlation and regression”, [s.d.]; JABEEN et al., 2016). We classified the CLS emerged when the WCC was equal or higher than 0.8.

### Spatiotemporal parameters determination

To calculate the spatiotemporal parameters, we used the ‘Kinovea’ freeware software. By visual inspection, it was determined the frames corresponding to the touching the heel on the ground (touchdown) and the moment when the foot lost contact with the ground (toe off) for 20 consecutive steps at the beginning of the last minute. The spatiotemporal parameters analyzed, and their respective measurement units and definitions are in Chart 1B (CAVANAGH; WILLIAMS, 1982; LACOUR; BOURDIN, 2015; SIH; STUHMILLER, 2003; WIRTA; GOLBRANSON, 1990).

**CHART 1B:** Spatiotemporal parameters analyzed, their units and definitions.

PARAMETERS	UNITS	DEFINITIONS
Step Time (ST)	s	Number of frames of each cycle*period
Step Frequency (SF)	step min <sup>-1</sup>	(1/ST)*60
Step Length (SL)	m	(Speed [m s <sup>-1</sup> ]/SF)*60
Contact Time (CT)	s	Number of frames in the support phase*period
SL/SF ratio	m s <sup>-1</sup>	(SL/SF)*60

**Note:** period = it is reciprocal of the sampling frequency (1 120<sup>-1</sup>).

### Statistical analysis

We used the software SPSS 20 to statistical analysis. A significance level  $\alpha = 0.05$  was adopted. We applied Generalized Linear Mixed-effects Models (GLMMs) with Bonferroni test as a post-hoc test to find the statical differences.

First, we tested if the subjects variable would be a candidate to a variable with random effect, due to their hierarchical nature (MARÔCO, 2014; NAKAGAWA; SCHIELZETH, 2013).

The condition if subjects variable were or not a variable with random effect was tested previously according to Intraclass Correlation Coefficient (ICC-pre) from Variance Components Analysis by Restricted Maximum Likelihood method. When the ICC-pre was higher than 5%, we considered the subjects variable as a variable with random effect.

In GLMMs analysis, we tested four covariance structures for the effects model random to find the model that had the best fit. Were they: Variance Components, First-Order Autoregressive (AR1), Compound Symmetry and Diagonal. It defined the best fit by the smaller value Akaike's Information Criterion (AIC). It did the visual inspection of normality of residuals by Q-Q Plot (results presented in the appendice B).

After to run the statistical procedures for GLMMs, we calculated the ICC again (ICC-pos), using the estimates of covariance parameters according to the following equation (MARÔCO, 2014):

$$ICC - pos = \frac{\textit{estimative of random effect}}{(\textit{estimative of random effect} + \textit{residual estimative})} * 100$$

The ICC-pos gave us the percentage contribution of improving model explanation when it considered the subjects variable as random effect term.

For each covariate analyzed, we expressed the value of CoT adjusted by the covariate. We plotted the tendency lines to verify the relationship between speed and CoT for two ways: mean of speeds clusterized by category (clustered speeds) and all speeds performed individualized (individualized speeds). We choose the best fit by the highest  $r^2$  coefficient.

## RESULTS

Thirteen runners (age 27.3, sd = 4.2 years; body mass 73.2, sd = 8.9 kg; stature 1.79, sd = 0.08 m; length of lower limbs 94.3, sd = 6.3 m; weekly training volume 47.6, sd = 18.0 km; average of the best self-reported performance times in

10-km race 39.6, sd = 4.3 min; average speed in 10-km race based at self-report performance time 15.2, sd = 1.5 km h<sup>-1</sup>) participated in the investigation.

The maximal incremental test lasted on average 10.7, sd = 1.3 min. The maximal (at VO<sub>2-peak</sub>) and submaximal (at VT<sub>2S</sub>) parameters from metabolic analysis were: VO<sub>2-peak</sub> 64.1, sd = 5.7 ml kg min<sup>-1</sup>; speed<sub>VO<sub>2-peak</sub></sub> 18.9, sd = 1.4 km h<sup>-1</sup>; RER<sub>VO<sub>2-peak</sub></sub> 1.03, sd = 0.07; VO<sub>2-VT<sub>2S</sub></sub> 57.9, sd = 6.4 ml kg min<sup>-1</sup>; speed<sub>VO<sub>2-VT<sub>2S</sub></sub></sub> 18.0, sd = 1.6 km h<sup>-1</sup>; RER<sub>VO<sub>2-VT<sub>2S</sub></sub></sub> 0.98, sd = 0.08.

The description of the key features of each category of speed is shown in Table 1B.

**Table 1B:** Mean values and 95% confidence interval of the characteristics for each category speed.

CATEGORY SPEED	SPEED (km h <sup>-1</sup> )			RER		
	mean	95 IC		mean	95 IC	
		lower	Upper		lower	upper
Fixed 1	7.5	-	-	0.78	0.77	0.78
Fixed 2	8.5	-	-	0.78	0.77	0.78
Fixed 3	10.0	-	-	0.75	0.75	0.76
PS -15%	12.2	12.1	12.2	0.74	0.73	0.74
PS -10%	12.9	12.8	12.9	0.75	0.74	0.75
SF 170	14.0	13.9	14.1	0.86	0.85	0.86
Fixed 4	14.2	-	-	0.84	0.83	0.84
PS	14.3	14.2	14.4	0.79	0.78	0.79
PS +5%	15.0	14.9	15.1	0.82	0.82	0.83
VT <sub>2S</sub> -3%	17.4	17.3	17.5	0.95	0.95	0.96

**Caption:** Preferred speed (PS); preferred speed minus 15% (PS -15%); preferred speed minus 10% (PS -10%); speed with step frequency of 170 steps per minute (SF 170); preferred speed (PS); preferred speed plus 5% (PS +5%); speed at second ventilatory threshold minus 3% (VT<sub>2S</sub> -3%).

To all statistical analyses, the ICC-pre for the subjects variable was higher than 5%, and this variable was considered as random effects term. According to ICC-pos, at all of the comparisons, there was a considerable improvement in the explanation of the model when we adopted the subjects variable as random effects term. By the AIC criteria, to all analyses, the model with the best fit was Variance Model. These data are shown in Table 2B.

**Table 2B:** Report of the data used as a guide for statistical chooses according to the covariates. For all comparisons, the dependent variable was the cost of transport, the category of speed was considered as fixed effects term and the subjects variable as random effects term.

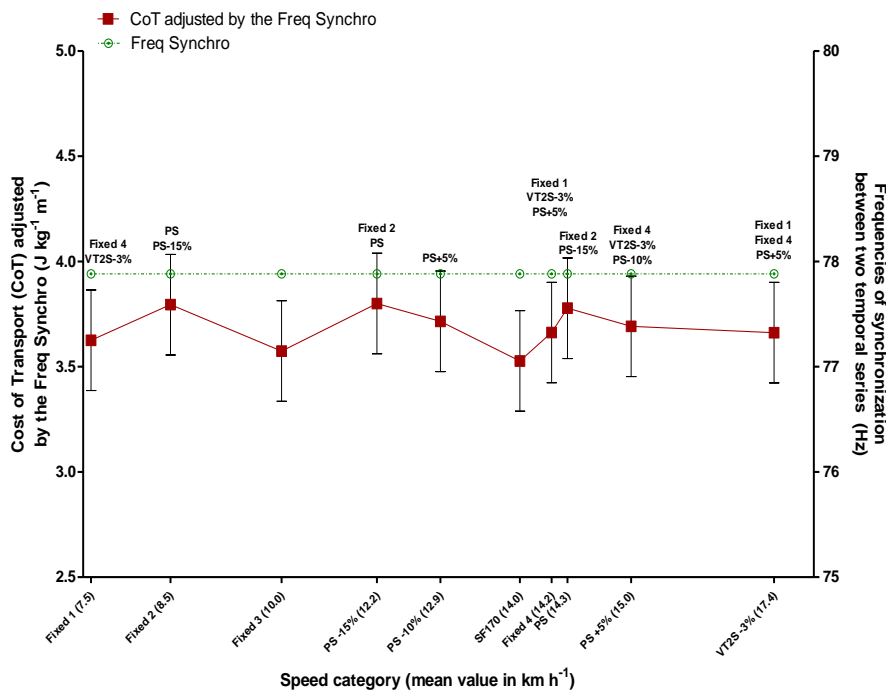
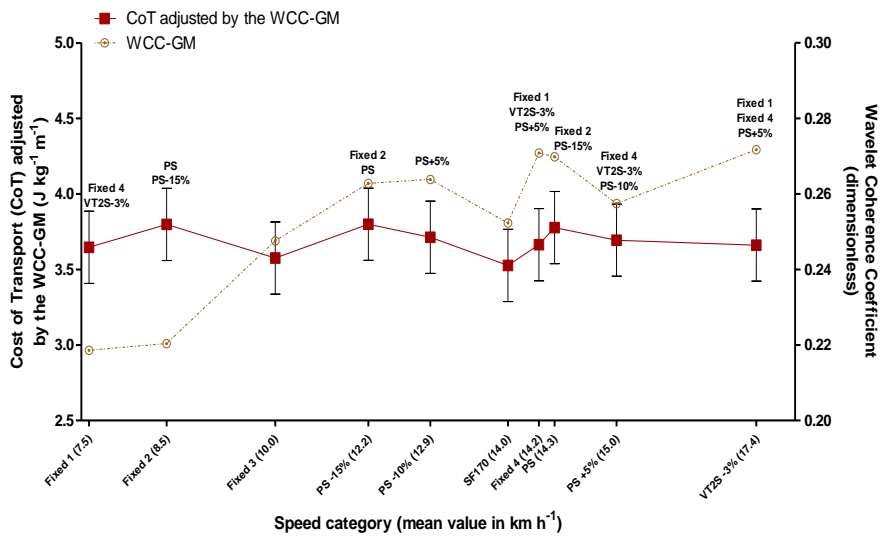
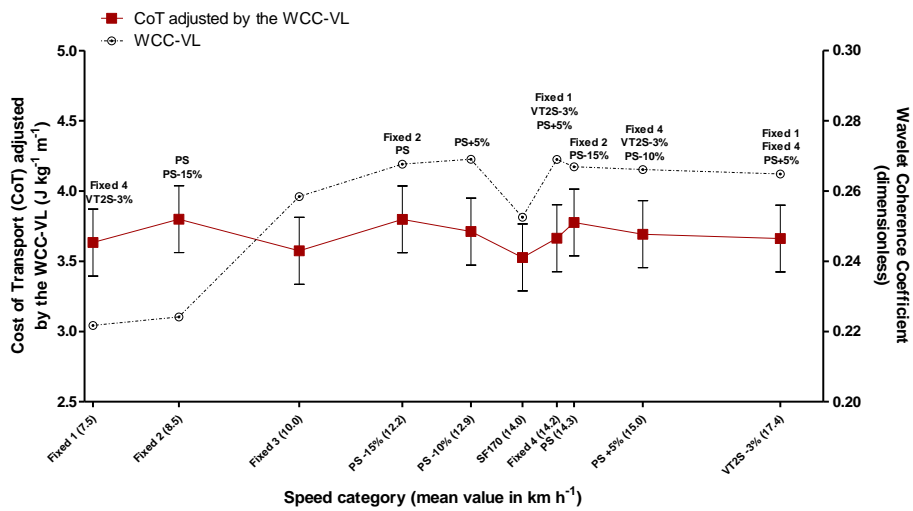
Covariate	ICC-pre (%)	ICC-pos (%)	Variance Components	First-Order Autoregressive	Compound Symmetry	Diagonal
WCC-VL	60.1	61.9	6165.03	6166.95	6167.03	6166.93
WCC-GM	60.1	98.1	6125.98	6127.90	6127.98	6127.93
Freq Synchro VL	60.1	61.9	6341.49	6343.41	6343.49	6343.22
Freq Synchro GM	60.1	61.9	6341.49	6343.41	6343.49	6343.22
SF	59.3	62.9	4357.03	4358.99	4359.03	4364.75
Diff (SF-HR)	59.2	65.2	3468.19	3469.75	3470.19	3477.39
CT	60.2	108.8	5238.32	5240.20	5240.32	5243.06
SL/SF ratio	60.2	62.6	5955.71	5957.62	5957.71	5959.35

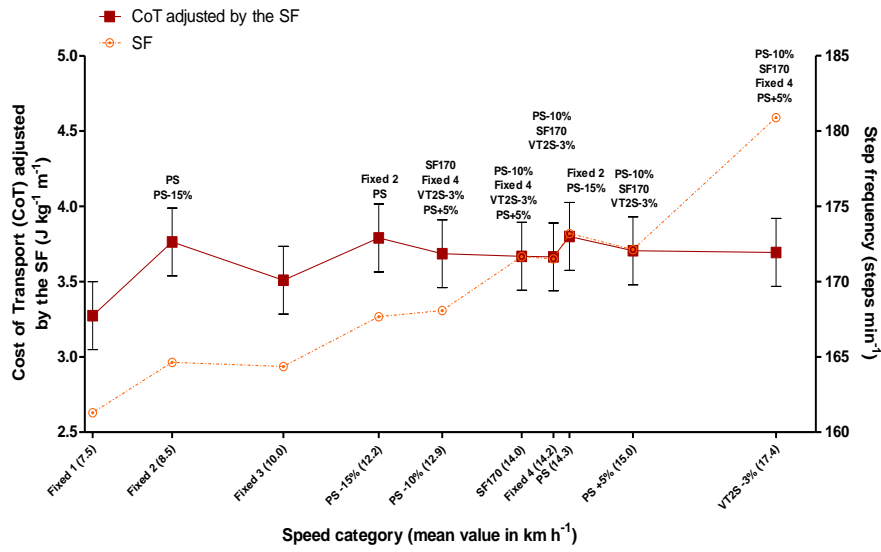
**Caption:** Wavelet coherence coefficient from vastus lateralis muscle (WCC-VL); Wavelet coherence coefficient from gastrocnemius medialis muscle (WCC-GM); frequency of synchronization between two temporal series from VL (Freq Synchro VL) GM (Freq Synchro GM) muscle; step frequency (SF); absolute difference between step frequency and heart rate (Diff (SF-HR)); contact time (CT); step length-frequency combination (SL/SF ratio).

At the temporal series pair analysis, taking into consideration the 13 participants, ten speeds, and 95 coefficients and their respective Freq Synchro, in Hz, per analyze, it has obtained 12350 observations. Events classified as very strong ( $WCC \geq 0.8$ ) happened 0.61% to the VL (mean of the Freq Synchro was 2.5 and 95-IC between 2.4 - 2.6), and 0.80% to the GM (mean of the Freq Synchro was 2.6 and 95-IC between 2.5 - 2.6). The most of the cases was classified as weak (63.3% to the VL with a mean of the Freq Synchro of 109 and 95-IC between 107 – 112; and 59.9% to the GM with a mean of the Freq Synchro of 114 and 95-IC between 111 - 117).

The descriptive and inferential statistics for all comparisons between the variables analyzed are shown in Figure 1B. The results of the Freq Synchro-VL and Freq Synchro-GM analyses had the same values and, because of this, we showed the data from both variables grouped in one only variable (Freq Synchro).

Albeit the results show statistical differences distinct in accordance to covariate assumed, CoT adjusted, especially for the categories fixed 1 and fixed 2, it is possible to observe a general pattern between comparisons as of 10 km h<sup>-1</sup> (Fixed 3). In general lines, we noted that two categories of speed have tended to show lowers values of CoT adjusted systematically: fixed 3 (10.0 km h<sup>-1</sup>) and SF 170 (about 14.0 km h<sup>-1</sup>).





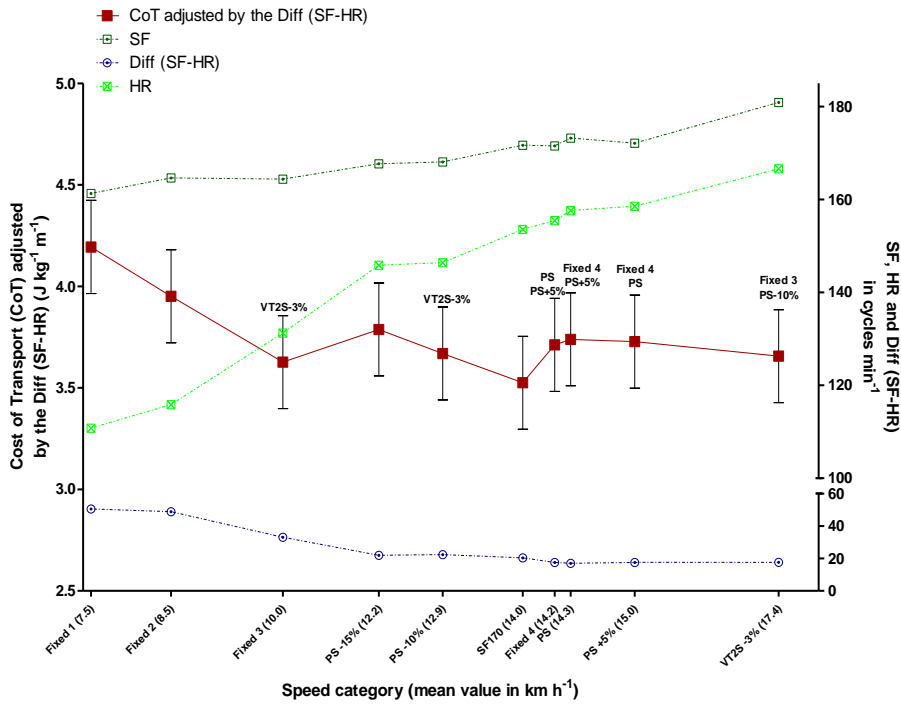
**Speed:**  
F(9, 12318.75)=196.004;  
p<0.001

**SF:**  
F(1, 12326.18)=722.388;  
p<0.001

**Speed\*SF:**  
F(9, 12318.81)=207.652;  
p<0.001

The estimatives of residuo and of the random effect term presented statistical difference (residuo = 0.081514, Zwald = 78.479, p<0.001; subjects = 0.138413, Zwald = 2.448, p = 0.014).

Central mean of the covariate SF: **169.5388**



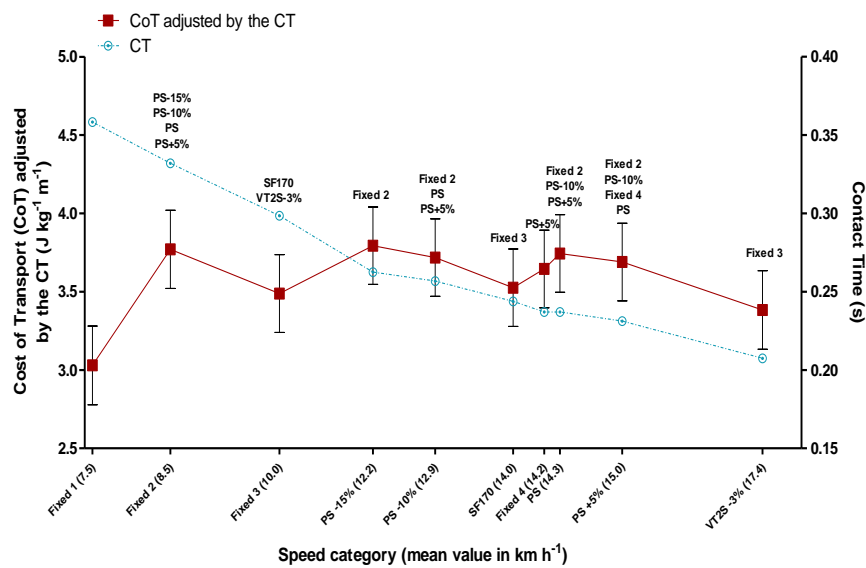
**Speed:**  
F(9, 12319.206)=322.96;  
p<0.001

**Diff (SF-HR):**  
F(1, 12302.743)=127.74;  
p<0.001

**Speed\*Diff(SF-HR):**  
F(9, 12319.491)=237.68;  
p<0.001

The estimatives of residuo and of the random effect term presented statistical difference (residuo = 0.0755784, Zwald = 78.479, p<0.001; subjects = 0.142602, Zwald = 2.448, p = 0.014).

Central mean of the covariate Diff (SF-HR): **26.6692**



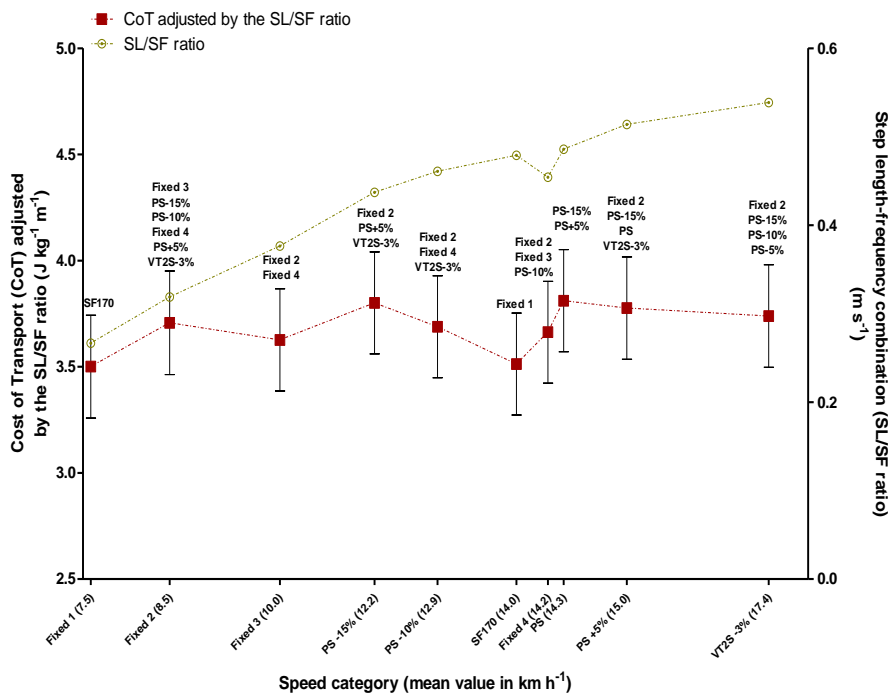
**Speed:**  
F(9, 12319.66)=177.65;  
p<0.001

**CT:**  
F(1, 12304.506)=0.617;  
P=0,432

**Speed\*CT:**  
F(9, 12319.637)=105.05;  
p<0.001

The estimatives of residuo and of the random effect term presented statistical difference (residuo = 0.088351, p<0.001; subjects = 0.166965, Zwald = 2.448, p = 0.014).

Central mean of the covariate CT: **0.2664**



**Speed:**  
F(9, 12320.84)=31.489;  
p<0.001

**SL/SF ratio:**  
F(1, 12329.49)=6.699;  
P=0,010

**Speed\*SL/SF ratio:**  
F(9, 12320.58)=24.176;  
p<0.001

The estimatives of residuo and of the random effect term presented statistical difference (residuo = 0.093542, p<0.001; subjects = 0.157084, Zwald = 2.448, p = 0.014).

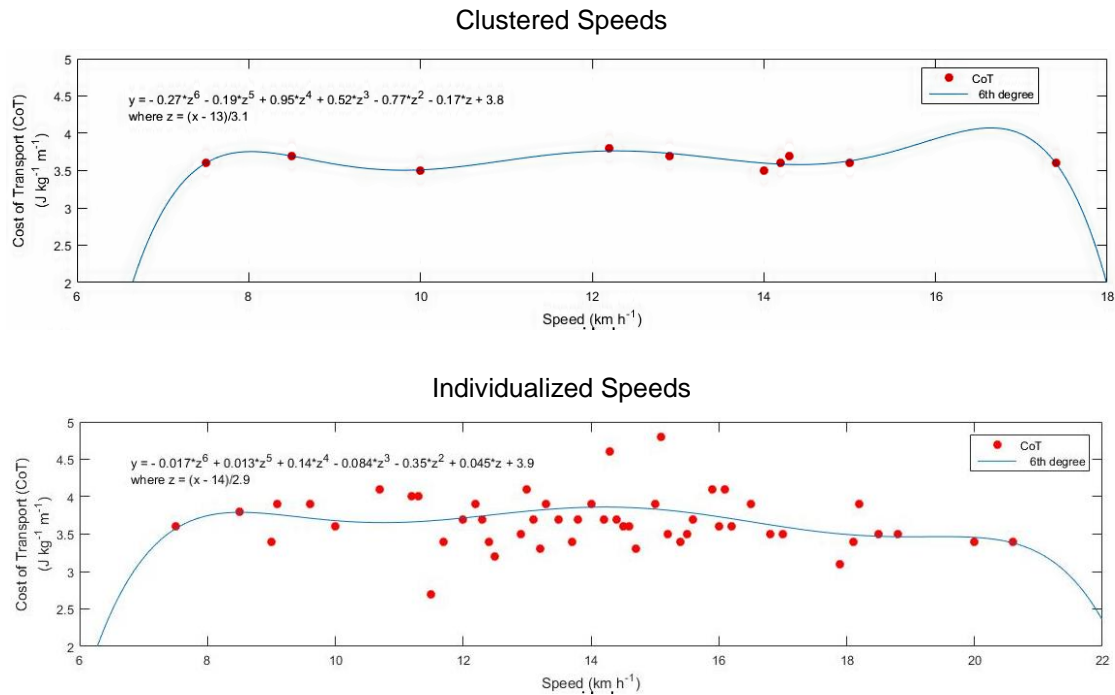
Central mean of the covariate SL/SF ratio: **0.4332**

**Figure 1B:** Effect of speed changes associated with integrative and biomechanical covariates on the cost of transport (CoT), being the CoT expressed as CoT adjusted by the covariate.

The descriptive statistic is represented by mean and 95% confidence interval. The categories of speed over of the symbols indicate that the CoT adjusted for that speed did not be statistically different from the speeds wish the category(ies) speed(s) correspond. The significant statistical differences for the comparisons among categories speeds did not be represented, and, therefore, it must be assumed. At Diff (SF-HR) graph, the variables SF and HR were shown just to clarify the Diff (SF-HR) behavior since they are in the same unit.

**Caption:** Wavelet coherence coefficient from vastus lateralis muscle (WCC-VL); Wavelet coherence coefficient from gastrocnemius medialis muscle (WCC-GM); frequency of synchronization between two temporal series (Freq Synchro); step frequency (SF); absolute difference between step frequency and heart rate (Diff (SF-HR)); contact time (CT); step length-frequency combination (SL/SF ratio).

According to  $r^2$  evaluation, the best tendency line fit for both approaches, clustered speeds ( $r^2 = 0.99$ ) and individualized speeds ( $r^2 = 0.96$ ), was a sixth-order polynomial fit. The fits are shown in Figure 2B.



**Figure 2B:** Tendency lines to verify the relationship between speed and CoT for two approaches: mean of speeds clustered by category (clustered speeds) and all speeds performed individualized (individualized speeds).

## DISCUSSION

We investigated if there is an optimal running speed which is associated with CLS and/or spatiotemporal parameters. We had hoped that the spontaneous CLS condition could become the CoT lowest compared than the other covariates. Our hypothesis did not be confirmed, and we did not find an optimal running speed.

According to the theory about CLS, the SF is an external locomotor condition able to pair, by a neural control, the cardiac and muscle oscillators frequencies promoting the entrainment of HR to the same frequency of the SF aiming the movement economy (MATERKO; NADAL; SÁ, 2015; NIIZEKI; KAWAHARA; MIYAMOTO, 1993; NIIZEKI; SAITOH, 2014). Corroborating, the studies developed by Noakes (NOAKES, 1998, 2000, 2008) highlight the regulatory role of the neural



control mechanism on the relationship between muscles activity and cardiovascular function during physical endurance efforts.

Previous studies found a potential beneficial effect of CLS conditions on the hemodynamic functions during cyclic activities, such as walking and running: a) highest cardiac output (DHINDSA; SUGAWARA; TANAKA, 2012); b) increase on oxygen pulse (TAKEUCHI; NISHIDA; MIZUSHIMA, 2014); c) improvement in blood perfusion to active muscles' leg (TAKEUCHI; NISHIDA; MIZUSHIMA, 2015). Our belief that the CoT could be affected by CLS was supported by these findings.

To favor the CLS manifestation is necessary to keep HR and SF very close, with the difference between them around 1% (CERQUEIRA et al., 2017; KIRBY et al., 1989). We did not observe a narrow difference in our results and we consider this as a potential cause for rejection of our hypothesis. At the same line of our findings, Materko and colleagues (MATERKO; NADAL; SÁ, 2015) did not observe CLS in runners with different fitness levels running at 70 to 75% of the HR reserve and SF self-selected.

If we could extrapolate the relationship between HR and SF in our data, they would be paired at speed beyond the VL2S. By the traditional physiological concepts, it is expected a large participation of the anaerobic contribution at the speeds above of anaerobic threshold. Nonetheless, some findings have concluded that the increase in glycolytically produced energy is not significant at the speeds further than the anaerobic threshold and below maximal oxygen uptake (BERTUZZI et al., 2013). Taking this into consideration and assuming that would be possible to achieve the spontaneous CLS condition at speeds beyond the VT2S, it is necessary to investigate if there is some contribution on CoT to have a synchronization condition at such fast speeds. It may make sense since the average of speed for high-level runners is higher than speeds performed for recreational, moderate or low-level runners. High-level runners need to be more economical at high speeds (SMOLIGA, 2017).

Although it noted an interaction statistically significant between speed and both WCC-VL and WCC-GM in our data, events with WCC highest than 0.8, an indicative marker of the CLS, happened in lower than 1% of all events for both pairs of temporal series. Still, in the statistical analysis, the center mean for both WCC-VL

and WCC-GM were fixed at 0.25 what correspond the predominance of the WCC strength category classified as weak.

All of these results probably might have affected the CLS influence on CoT, and it may suggest that CLS is not easy to happen spontaneously. Perhaps, because of the limitation on the few events of WCC classified as very strong to excel and to generate a physiological response or, in agreement with one study (CERQUEIRA et al., 2017), there is not a physiological reason for CLS. However, in the last study, the authors have argued that the SF imposed by a metronome might have been the justification for the absence of a physiological explanation to CLS because it may override any internal physiological optimization process capable of inducing synchronism.

The conventional mathematical analysis to determine CLS in most of the studies related to issue is the cross-correlation analysis in time domain verifying the relative phase relationship between QRS spikes and onset of muscle contractions successive (NIIZEKI; SAITOH, 2014). At few times, analyzes in frequency domain were done with processing based on Fourier Transform method (MATERKO; NADAL; SÁ, 2015). However, synchronization has been generalized to the interaction between chaotic oscillators (ROSENBLUM et al., 2001), like biological signals due to their time-varying morphology (GLASS, 2001). Then, we have opted by a time-frequency analysis because it can provide detailed information of underlying biological processes in time scale and it is more robust than Fourier Transform approaches (ADDISON, 2005).

It has been suggested that muscles oscillate with frequencies around 10-Hz, and the oscillatory frequency of one muscle may entrain others muscles to the same oscillatory pattern (SCHAEFER et al., 2014).

Marteko and his collaborators (MATERKO; NADAL; SÁ, 2015) observed just some few CLS events at their experiment, but that they occurred at frequencies around 0.10-Hz for untrained and 0.17-Hz for trained runners. The authors emphasized that these frequencies be compatible with the frequency band of sympathetic activity. One limitation of our processing was we did not include a scale range corresponding to frequencies bands of cardiac autonomic input, among from 0.003 to 0.4-Hz, since the HR is regulated by the autonomic nervous system (PALE; THURK; KANIUSAS, 2016).

For future investigations, there may be some advantage to evidence the CLS if the frequency band analyzed can be restricted around between 0.003 to 10 or 20-Hz, preserving oscillatory characteristics of the two signals and discarding other frequencies that do not contribute to the understanding of the phenomenon.

The Freq Synchro did not affect the CoT. Despite this, the Freq Synchro at very strong WCCs were around 2.5-Hz, or 150 cycles  $\text{min}^{-1}$ , to the VL and 2.6-Hz, or 156 cycles  $\text{min}^{-1}$ , to the GM. Corroborating, in several studies about CLS in the running, the SF was imposed by a metronome at around 150 and 160 steps  $\text{min}^{-1}$  (CERQUEIRA et al., 2017; NOMURA et al., 2006; NOMURA; TAKEI; YANAGIDA, 2001, 2003).

These last notes may lead us to believe that SF plays an important role at metabolic energy expenditure. We scrutinized the range of SF throughout all categories of speed, and we observed that the average values of SF varied at no such large amplitude from the 161 steps  $\text{min}^{-1}$  at Fixed 1 to highest values at PS, 173 steps  $\text{min}^{-1}$ , and VL2S, 181 steps  $\text{min}^{-1}$ . The SF at SF 170, Fixed 4 and PS +5% categories of speed were very close to 170 steps  $\text{min}^{-1}$ .

In previous data, when the metabolic cost of running was plotted against SF, the resulting curve was U-shaped, with the lowest metabolic cost of running occurring at an optimal SF of about 170 steps  $\text{min}^{-1}$  (DE RUITER et al., 2014). By analyzing the tendency line adjustment for the clustered speeds, we look at a subtle propensity to the CoT be lower around 10.0 and 14  $\text{km h}^{-1}$ . At this last speed, the SF was around 170 step  $\text{min}^{-1}$ .

As reported by one research, for males, the optimal speed for running is near 13.3  $\text{km h}^{-1}$  (STEUDEL-NUMBERS; WALL-SCHEFFLER, 2009). A recent study (BLACK et al., 2017) found a U-shaped curve for running economy to high-level runners at speed range between 8 and 17  $\text{km h}^{-1}$ . According to this study, the metabolic energy cost decreased from 8 to 11  $\text{km h}^{-1}$ ; it did reach the curve's plateau at speeds between 11 and 16  $\text{km h}^{-1}$ ; and it did increase between 16 and 17  $\text{km h}^{-1}$ . The authors argued that a small range of speeds covered in previous studies may be a limiting point to show a curvilinear U-shape for running economy, and it could be the reason for some studies did not observe it.

Looking to our tendency line for clustered speeds, the lowest CoT was around 3.5  $\text{J kg}^{-1} \text{m}^{-1}$ , at 10 and 14.0  $\text{km h}^{-1}$ . The highest CoT was at 12.2  $\text{km h}^{-1}$  was around

3.8 J kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>. The absolute difference between them is small, just 0.3 kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>, but the percentage difference is of the order of 7.8%. It seems to have a clinical relevance since the improvement in running economy resulting from different interventions, in average, ranges from 2 to 8% (MOORE, 2016).

Variations in the CoT as consequence of speed increase is controvertible at the literature (LACOUR; BOURDIN, 2015). The clustered and individualized speeds analysis could direct our approach to better understand the relationship between speed and CoT. Clustered speeds have the advantage to put all runners at near intensities of effort, while individualized speeds can represent different physiological magnitudes of exercise. Observing the tendency line for individualized speeds, the most of the cases appeared at intermediate speeds from 10 to around 16 km h<sup>-1</sup>, although scattered. Still, the CoT seems to be slightly lower at the faster speeds, further than 18 km h<sup>-1</sup>, but we do not have statistical information about these possible differences.

Regarding statistical differences found in our analysis, we need to be careful in their interpretations. The complex nature of both, CLS and CoT, added to few observations of CLS that occurred and the large variability between participants according to ICC-pre, may affect the capacity of extrapolation of the findings.

We concluded that the CLS has weak effect on the CoT and less than other covariates, and we did not find an optimal running speed.

## REFERENCES

ADDISON, P. S. Wavelet transforms and the ECG: a review. **Physiological Measurement**, v. 26, n. 5, p. R155–R199, 2005.

ASLAK GRINSTED. **Aslak Grinsted**. Available in: <http://www.glaciology.net/wavelet-coherence>. Access in: Mar 23. 2016.

BERTUZZI, R. et al. Energy system contributions during incremental exercise test. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 12, n. 3, p. 454–460, 2013.

BLACK, M. I. et al. Is there an optimum speed for economical running? **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 11, n. 1, p. 1–23, 2017.

**BMJ Correlation and regression.** Available in: <http://www.bmj.com/about-bmj/resources-readers/publications/statistics-square-one/11-correlation-and-regression>. Access in: May 24. 2017.

CARRIER, D. R.; ANDERS, C.; SCHILLING, N. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 108, n. 46, p. 18631–18636, 2011.

CAVANAGH, P. R.; WILLIAMS, K. R. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 14, n. 1, p. 30–35, 1982.

CERQUEIRA, L. S. et al. Crossover assessment of cardiocomotor synchronization during running. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 2, p. 315–322, 2017.

CHER, P. H.; STEWART, I. B.; WORRINGHAM, C. J. Minimum cost of transport in human running is not ubiquitous. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 47, n. June, p. 307–314, 2015.

COSMED. **K5 user manual**. Rome, Italy, 2015.

CUI, X.; BRYANT, D. M.; REISS, A. L. NIRS-based hyperscanning reveals increased interpersonal coherence in superior frontal cortex during cooperation. **NeuroImage**, v. 59, n. 3, p. 2430–2437, 2012.

DE RUITER, C. J. et al. Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. **European Journal of Sport Science**, v. 14, n. 3, p. 251–258, 2014.

DHINDSA, M. S.; SUGAWARA, J.; TANAKA, H. Hemodynamic impacts of entrainment of heart rate and stride rate. **Artery Research**, v. 6, n. 3, p. 136–140, 2012.

DI PRAMPERO, P. E. et al. The energetics of endurance running. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 55, n. 3, p. 259–266, 1986.

- DI PRAMPERO, P. E. et al. A simple method for assessing the energy cost of running during incremental tests. **Journal of Applied Physiology**, v. 107, n. 4, p. 1068–1075, 2009.
- DOMINGUES, M. O. et al. Explorando a transformada wavelet contínua. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 38, n. 3, p. e3314, 2016.
- GILAD, O. et al. Afferent somatosensory information as a possible cause of cardiac-locomotor coupling? **Computers in Cardiology**, 2003, v. 30, p. 797–800, 2003.
- GLASS, L. Synchronization and rhythmic processes in physiology. **Nature**, v. 410, n. 8, p. 277–284, 2001.
- GRINSTED, A.; MOORE, J. C.; JEVREJEVA, S. Application of the cross wavelet transform and wavelet coherence to geophysical time series. **Nonlinear Processes in Geophysics**, v. 11, n. 5/6, p. 561–566, 2004.
- HELGERUD, J.; STOREN, O.; HOFF, J. Are there differences in running economy at different velocities for well-trained distance runners? **European Journal of Applied Physiology**, v. 108, p. 1099–1105, 2010.
- HERMENS, H. J.; et al. **SENIAM 8: European recommendation for surface electromyography**. Enschede, 1999. ISSN 90-75452-15-2. Available in: <http://www.seniam.org/>. Access in: May 23, 2014.
- HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361–374, 2000.
- HOWLEY, E. T.; BASSETT, D. R.; WELCH, H. G. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 27, n. 9, p. 1292–1301, 1995.
- JABEEN, K. et al. Agreement of direct antifungal susceptibility testing from positive blood culture bottles with the conventional method for *Candida* species. **Journal of Clinical Microbiology**, v. 54, n. 2, p. 343–348, 2016.
- KENTTA, G.; HASSMEN, P. Overtraining and recovery: a conceptual model. **Sports Medicine**, v. 26, n. 1, p. 1–16, 1998.

KIRBY, L. et al. Coupling of cardiac and locomotor rhythms. **Journal of Applied Physiology**, v. 66, n. 1, p. 323–329, 1989.

LACOUR, J. R.; BOURDIN, M. Factors affecting the energy cost of level running at submaximal speed. **European Journal of Applied Physiology**, v. 115, n. 4, p. 651–673, 2015.

LOURENÇO, T. F. et al. Reproducibility of an incremental treadmill VO<sub>2</sub>max test with gas exchange analysis for runners. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 7, p. 1994–1999, 2011.

MARÔCO, J. **Análise Estatística com o SPSS Statistic**. Lisboa, Portugal: Editora ReportNumber, 2014. 990 p.

MATERKO, W.; NADAL, J.; SÁ, A. M. F. L. M. Investigating cardiocomotor synchronization during running in trained and untrained males. **Research on Biomedical Engineering**, v. 31, n. 2, p. 176–186, 2015.

MOORE, I. S. Is there an economical running technique? A review of modifiable biomechanical factors affecting running economy. **Sports Medicine**, v. 46, n. 6, p. 793–807, 2016.

NAKAGAWA, S.; SCHIELZETH, H. A general and simple method for obtaining R<sup>2</sup> from generalized linear mixed-effects models. **Methods in Ecology and Evolution**, v. 4, n. 2, p. 133–142, 2013.

NIIZEKI, K.; KAWAHARA, K.; MIYAMOTO, Y. Interaction among cardiac, respiratory, and locomotor rhythms during cardiocomotor synchronization. **Journal of Applied Physiology**, v. 75, p. 1815–1821, 1993.

NIIZEKI, K.; SAITOH, T. Cardiocomotor phase synchronization during rhythmic exercise. **The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine**, v. 3, n. 1, p. 11–20, 2014.

NOAKES, T. D. Maximal oxygen uptake: “classical” versus “contemporary” viewpoints: a rebuttal. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 30, n. 9, p. 1381–1398, 1998.

NOAKES, T. D. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 10, n. 3, p. 123–145, 2000.

NOAKES, T. D. How did A.V. Hill understand the VO<sub>2</sub>max and the "plateau phenomenon"? Still no clarity? **British Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 7, p. 574-580, 2008.

NOMURA, K.; et al. Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, p. 240–247, 2006.

NOMURA, K.; TAKEI, Y.; YANAGIDA, Y. Analysing entrainment of cardiac and locomotor rhythms in humans using the surrogate data technique. **European Journal of Applied Physiology**, v. 84, p. 373–378, 2001.

NOMURA, K.; TAKEI, Y.; YANAGIDA, Y. Comparison of cardio-locomotor synchronization during running and cycling. **European journal of applied physiology**, v. 89, p. 221–229, 2003.

OLIVEIRA, A. S. et al. Modular control of treadmill vs overground running. **PLOS ONE**, v. 11, n. 4, p. e0153307, 2016. Doi.org/10.1371/journal.pone.0153307

PALE, U.; THURK, F.; KANIUSAS, E. **Heart rate variability analysis using different wavelet transformations** 2016 - 39th International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO). **Anais...IEEE**, May 2016. Available in: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7522403/>

PUURTINEN, M. et al. Value of leads V4R and CM5 in the detection of coronary artery disease during exercise electrocardiographic test. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 30, p. 308–312, 2010.

ROACH, B. J.; MATHALON, D. H. Event-related EEG time-frequency analysis: an overview of measures and an analysis of early gamma band phase locking in schizophrenia. **Schizophrenia Bulletin**, v. 34, n. 5, p. 907–926, 2008.



ROSENBLUM, M. et al. Phase synchronization: from theory to data analysis. In: **Handbook of Biological Physics**. Amsterdam, Netherlands: Elsevir Science, 2001. v. 4, p. 279–321.

SACILOTTO, M. C. et al. Relação da frequência cardíaca e da potência no pico do teste ergométrico e no nível do limiar de anaerobiose de homens de meia-idade saudáveis e de hipertensos. **Fisioterapia em Movimento**, v. 20, n. 4, p. 43–53, 2007.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 88, n. 4–5, p. 297–316, 2003.

SAUNDERS, P. U. et al. Factors affecting running economy in trained distance runners. **Sports Medicine**, v. 34, n. 7, p. 465–485, 2004.

SCHAEFER, L. V. et al. Synchronization of muscular oscillations between two subjects during isometric interaction. **European Journal of Translational Myology**, v. 24, n. 3, p. 195–202, 2014.

SIH, B. L.; STUHMILLER, J. H. The metabolic cost of force generation. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, n. 4, p. 623–629, 2003.

SMOLIGA, J. M. What is running economy? A clinician's guide to key concepts, applications and myths. **British Journal of Sports Medicine**, v. 51, n. 10, p. 831–832, 2017.

STEUDEL-NUMBERS, K. L.; WALL-SCHEFFLER, C. M. Optimal running speed and the evolution of hominin hunting strategies. **Journal of Human Evolution**, v. 56, n. 4, p. 355–360, 2009.

TAKEUCHI, S.; NISHIDA, Y.; MIZUSHIMA, T. Effects of synchronization between cardiac and locomotor rhythms on oxygen pulse during walking. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 13, n. 4, p. 881–887, 2014.

TAKEUCHI, S.; NISHIDA, Y.; MIZUSHIMA, T. Evidence of an association between cardiac-locomotor synchronization and lower leg muscle blood perfusion during walking. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 6, p. 1819–1822, 2015.

TARTARUGA, M. P. et al. The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 83, n. 3, p. 367–375, 2012.

TAYLOR, H. L.; BUSKIRK, E.; HENSCHER, A. Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance. **Journal of Applied Physiology**, v. 8, n. 1, p. 73–80, 1955.

VANDERLEI, L. C. M. et al. Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 41, n. 10, p. 854–859, 2008.

WIRTA, R. V.; GOLBRANSON, F. L. Effect of velocity and SF/SL ratio on external work and gait movement waveforms. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 27, n. 3, p. 221–228, 1990.

## STUDY C

### HEMODYNAMIC RESPONSES DURING RUNNING AS POSSIBLE INDICATOR OF CARDIOLOCOMOTOR SYNCHRONIZATION

#### ABSTRACT

**Introduction:** The oxygen pulse ( $O_2$  pulse) has been recognized as an indicator of stroke volume behavior and it has been suggested that the cardiocomotor synchronization (CLS) may improve hemodynamic responses during cyclic locomotor tasks. **Aims:** The purpose of this study was to describe the  $O_2$  pulse over a series of running speed aiming to characterize it as an indicator of the spontaneous CLS condition. **Methods:** Long-distance runners undertook treadmill running assessments at ten different categories of speeds: Four based on the preferred speed, one based on the speed correspondent to the second ventilatory threshold, another with natural step frequency around  $170 \text{ steps min}^{-1}$ , and four fixed speeds. Electrocardiogram signals (ECG) and surface electromyography were recorded to determine the CLS by Wavelet Transform Coherence what returned the Wavelet Coherence Coefficient (WCC) ranging from 0 (absence) to 1 (coherence). The spontaneous CLS emerged when the WCC was equal or higher than 0.8. Metabolic gas assessments were done at all tests, and the relative  $O_2$  pulse was calculated as the quotient from oxygen consumption by the heart rate divided by body mass. **Result:** Thirteen runners participated in the investigation. Just a few CLS events were observed according to criteria of  $WCC \geq 0.8$  and the relative  $O_2$  pulse behavior was consistent with the workload proposed, but not with the CLS condition. **Conclusion:** We conclude that  $O_2$  pulse did not show evidence to the CLS manifestation.

**Key-words:** Cardiocomotor coherence, physiomechanic coupling, sports, gait, stroke volume

## INTRODUCTION

Synchronization is a phenomenon that encompasses the interaction between, at least, two oscillators systems and it is rooted in several nature life contexts, such as social, ecological, biological and other. When two or more systems are synchronized, they share a common oscillators rhythm inputs and, especially for physiological systems, this is determinant to ensure the essentials rhythms to life (ARENAS et al., 2008; GLASS, 2001).

One particular case of synchronization is the interaction between cardiac and locomotor systems, called as cardiocomotor synchronization (CLS). Some locomotor tasks as walking and running are characterized as cyclic activities, what enables the entrainment of heart rate (HR) from the same frequency of step frequency (SF). Hence, the pairing of the HR and SF seems as crucial to generating the CLS phenomenon (CERQUEIRA et al., 2017; KIRBY et al., 1989; NIIZEKI; SAITOH, 2014).

The challenges in respect to CLS are to understand how it can manifest spontaneously during the gait, what are the determinant factors for it emerges, and what are the benefits of it. Maybe there is a limited range of intensities of exercise in which the oscillatory rhythm of both systems, cardiac and locomotor, are spontaneously synchronized. Perhaps these intensities correspond to those in which the necessity of bringing blood flow to supply the active muscles necessities or the cardiac load to attend the metabolic demand are close to their limits (KIRBY et al., 1989).

Previous studies had demonstrated some positives hemodynamic improvements when the CLS was artificially induced by the imposition of the SF in locomotor tasks. During walking, the CLS condition increased the oxygen pulse ( $O_2$  pulse) (TAKEUCHI; NISHIDA; MIZUSHIMA, 2014). During running tests, both stroke volume (SV) and cardiac output were increased at the condition in which SF and HR were matched in comparison to unmatched conditions (DHINDSA; SUGAWARA; TANAKA, 2012).

To increase the cardiac output can be decisive for the performance in some sports modalities that require aerobic conditioning, such long distance running (BASSETT; HOWLEY, 2000). According to Fick's principle, the cardiac output is the

product of SV and HR. Direct measurements of SV are not simple. However, the  $O_2$  pulse has been recognized as an indicator of SV behavior (BHAMBHANI; NORRIS; BELL, 1994; OLIVEIRA; MYERS; ARAÚJO, 2011), including during the exercise (WHIPP; HIGGENBOTHAM; COBB, 1996). This way, the  $O_2$  pulse, the quotient between oxygen consumption ( $VO_2$ ) and HR, gives additional information about the efficiency of the cardiovascular system beyond that coming from HR and  $VO_2$  alone (LAFFITE et al., 2003).

As reported by one study (NOMURA et al., 2006), when cardiac and locomotor systems are in synchrony, this relationship produces a phase-dependent chronotropic response of the heart due to the timing of lower extremity muscles contraction determined by the touchdown. By one of the theories to comprehend the CLS, this positive chronotropic effect produces, at the same time, a high peak of intra-arterial pressure as consequence of ventricular systole and a low intra-muscle pressure what reduces the cardiac post-load and decrease the peripheral resistance. This condition improves the oxygen blood delivery to muscles (KIRBY et al., 1992), and it perchance may increase the  $O_2$  pulse.

Even that the CLS condition can reduce the peripheral resistance and the cardiac post-load, with repercussion in the  $O_2$  pulse, is necessary to know if it is possible to find the CLS in spontaneous running condition. Our aim was to describe the  $O_2$  pulse over a series of running speed aiming to characterize it as an indicator of the spontaneous CLS condition. Bearing in mind that CLS may improve the efficiency of the cardiovascular system, our hypothesis testing was that the  $O_2$  pulse is highest at frequencies that demonstrate synchronization between cardiac and muscle systems and at the speed where the difference between SF and HR (Diff SF-HR) is lowest.

## **METHODS**

### **Participants and ethical approval**

The participants were male adults, proficient long-distance runners with experience in 10-km or 21-km races. Runners were recruited by handing a formal invitation to the subject or their coach and publishing this on social media for running

groups after obtaining authorization from the site manager. The volunteers were free of some conditions: a) systemic diseases, especially cardiac or pulmonary disease; b) chronic or acute musculoskeletal injuries in the last six months. Moreover, they were not using drugs that act on the cardiovascular and/or autonomic systems. The volunteers had to be training not less than three times a week for a minimum weekly distance of 30-km as inclusion criteria.

The institutional ethical committee approved the study previously, and the protocol number of Certificate of Presentation for Ethical Appreciation (CAAE) is 44323315.0.0000.5345, and the number report is 1.115.465. We provided the informed consent by the participants.

### **Instrumentation and procedures**

Each volunteer showed up at the Exercise Research Laboratory (LAPEX) of the Federal University of Rio Grande do Sul (UFRGS) in the Biodynamic sector on three visits on different days. The running tests occurred on the treadmill (Model 10200/ATL – Inbramed - Porto Alegre, Brazil) with inclination resolution of 1 (from 0 to 26)% and velocity of 0.1 (from 0 to 24) km h<sup>-1</sup>. For all tests carried out, the treadmill inclination was fixed at 1% (JONES; DOUST, 1996; CASTRO et al., 2013).

Pulmonary gas exchange, and consequently the O<sub>2</sub> pulse, was assessed breath-by-breath using a telemetric portable gas analyzer (K5 - Cosmed - Rome, Italy) attached to a computer, and the HR was measured using a cardiac monitor (Cosmed - Rome, Italy) synchronized with the gas analyzer. We followed all the calibration procedures described in the K5 manual .

On the first visit, all anthropometrics measures and a detailed screening to identify possible exclusion factors were made and were recorded the best 10-km race competition or training times on last nine months by self-report. Still, the participants received instruction regarding Total Quality Recovery (TQR) scale (KENTTA; HASSMEN, 1998), and they were familiarized with it. This tool had the purpose of evaluating the volunteer's recovery during running tests on the subsequent visits.

During this first visit yet, it was determined the participants' self-selected preferred treadmill running speed (PS). The protocol of test started at 9.0 km h<sup>-1</sup>, with

the speed display blinded to the runner. The speed increased gradually in  $0.5 \text{ km h}^{-1}$ , every 20 s until the participant has chosen that speed as their PS. After a rest of 1 minute, the volunteer remade the test, but this time the speed has started  $2 \text{ km h}^{-1}$  faster than the previous PS reported in the first session. The speed decreased gradually in  $0.5 \text{ km h}^{-1}$ , every 20 s until the participant has chosen a PS again. We repeated this procedure until we found a difference between both PS reported (from the session in which the speed increased and in the session that the speed decreased) within  $1.8 \text{ km h}^{-1}$  (OLIVEIRA et al., 2016). The PS used in the statistical analysis was the average of the two PS reported.

On the second visit, the runners undertook a maximal incremental test protocol (LOURENÇO et al., 2011) that was scheduled to last between 8 and 12 minutes. The volunteers received verbal encouragement to reach their maximum performance, and they could interrupt the test at any time.

The volunteers had a warming up time of three minutes running at  $8.5 \text{ km h}^{-1}$ . The initial speed was individualized, beginning between  $9.0 \text{ km h}^{-1}$  and  $14.0 \text{ km h}^{-1}$  depending on the participant's level of fitness so that he could finish his test within the allotted time. During the maximal incremental test, at each 25 s, the speed increased by in  $0.3 \text{ km h}^{-1}$  (each increment was a new stage) until that the volunteer indicated when the test had to stop or until that the researchers have recognized physiological indicators to stop the test.

The criteria to interrupt the maximal incremental test were comprised of: oxygen consumption that stabilization despite speed increase, being this stabilization considered as a variation in oxygen intake lower than  $2.1 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$  (TAYLOR; BUSKIRK; HENSCHER, 1955); a respiratory exchange ratio (RER) greater than 1.1; and/or a HR greater than the expected 95% maximum HR for a person of the participant's age (HOWLEY; BASSETT; WELCH, 1995). After the maximal test had been considered valid, the speed was reduced and sustained at  $6.0 \text{ km h}^{-1}$  until the runner has felt recovered and safe to come out of the treadmill. The speed at the second ventilatory threshold (VT2S) served as a reference to some economy running tests in later visits.

On the last two visits, third and fourth, we recorded the oxygen consumption and HR synchronously at each breath in ten five-minute bouts at different speeds. The  $\text{O}_2$  pulse, automatically calculated by the gas analyzer, was defined as the

fraction of oxygen consumption, in  $\text{mL min}^{-1}$ , by the HR (OLIVEIRA; MYERS; ARAÚJO, 2011). During these two visits, we determined the time interval between consecutive bouts considering two parameters: a) the runner had to feel totally recovered by TQR scale; b) the HR could not be 15% highest than rest value. For the spatiotemporal data analysis, we have utilized a 120 Hz sample frequency camera (Casio High Speed - Exilim HS EX-ZR1000 - Norderstedt, Germany) to record the last two minutes of each bout.

During the third visit, the runners performed six bouts at distinct categories of speeds. Four categories were based on the PS previously determined: PS minus 15% (PS -15%), PS minus 10% (PS -10%), PS and PS plus 5% (PS +5%). One category was based on the VT2S decremented by 3% (VT2S -3%). The other category was fixed at  $7.5 \text{ km h}^{-1}$  (Fixed 1), and for all volunteers, it was the first speed performed, and it worked like a warm up. After the bout at Fixed 1 category, the order of the intensity of the bouts was determined by lot.

On the fourth visit, we maintained the same setup of the running economy tests. In that time we tested three fixed categories of speed, being  $8.5$  (Fixed 2),  $10.0$  (Fixed 3) and  $14.2$  (Fixed 4)  $\text{km h}^{-1}$ . We also checked another category individualized who, considering the relations between SF and speed at the six categories tested during the third visit, we extrapolated mathematically the speed in which the natural SF has been  $170 \text{ steps min}^{-1}$  (FP 170). Albeit the SF has been natural for that mathematically selected speed, we put a metronome to help the volunteers to follow it. On this fourth visit, the first category performed, for all runners, was the Fixed 2 and, after this, it defined by lot the order of the others categories of speed.

To determine the CLS, electrocardiogram signals (ECG) and surface electromyography (SEMG) of vastus lateralis (VL) and gastrocnemius medialis (GM) muscles had recorded with 2000 Hz sampling frequency. For this, we used just only a signal conditioner (NewMiotool - 8 channels, 16 bits resolution, a common mode rejection ratio of 126 dB, and automatic gain – Inbramed - Porto Alegre, Brazil) in which it was configured a biopotential channel to capture ECG signals (VANDERLEI et al., 2008).

For the acquisition, surface electrodes were being used, with 10-mm diameter AgCl capturing surfaces. The volunteer's skin was shaved and prepared by abrading with cotton and alcohol to fix the electrodes. For the muscles electrodes placing on



right VL and GM muscles, we followed the SENIAM recommendations (HERMENS et al., 1999, 2000).

For collect ECG signals, two electrodes were placed on the manubrium sternal and the fifth intercostal space at the point in which to cross the left midclavicular line (CM5 lead) (SACILOTTO et al., 2007; VANDERLEI et al., 2008). This position is the CM5 derivation which is bipolar and used in effort electrocardiograms (PUURTINEN et al., 2010). We placed the reference electrode on the right anterior iliac spine.

To ensure reproducibility on electrodes placement at different days, maps made on transparencies, taking into account several signs on the skin such as blood vessels, spots, scars and anatomical references. The capture of the ECG and SEMG signals took place in the total duration of each bout. A synchronizing pulse generated a peak of 5 mV at ECG and SEMG signals at the beginning and the end of the last two minute of bout duration.

## Data processing

### Metabolic and hemodynamic parameters determination

We determined the peak oxygen consumption ( $VO_{2\text{-peak}}$ ) as the highest value observed at the three last stages of the maximal incremental test as long as this value was within a range delimited by more or less four standard deviations of the average of the selected section data. The second ventilatory threshold was defined as the loss of linearity in the ventilation and carbon dioxide production's curve ( $VE/VCO_2$ ) (LOURENÇO et al., 2011).

The values of oxygen consumption ( $VO_2$ ), HR and  $O_2$  pulse were the averages of values obtained at the last two minutes of each test when the runner already was in a steady-state. To remove the body mass effect on  $O_2$  pulse magnitude, we expressed this variable as a relative value (OLIVEIRA; MYERS; ARAÚJO, 2011):

$$\text{Relative } O_2 \text{ pulse (mL beat}^{-1} \text{ kg}^{-1}) = O_2 \text{ pulse (mL beat}^{-1}) * \text{body mass (kg)}^{-1}$$

### Cardiolomotor synchronization analysis

Two parameters related to CLS were determined: the frequency of synchronization and the degree of linearity of the interaction between cardiac and muscle activity.

We analyzed the CLS data in MatLab environment. We cut signals from the part correspondent to the last two-minute, and we used it in mathematical analysis. We adapted the code of Wavelet Transform Coherence (WTC) from Wavelet Coherence MatLab package presented in others papers (CUI; BRYANT; REISS, 2012; GRINSTED; MOORE; JEVREJEVA, 2004) and available to free download on Aslak Grinsted website (ASLAK GRINSTED, [s.d.]). This mathematic approach is used to investigate the interaction between two temporal series and return the Wavelet Coherence Coefficient (WCC). In this code, we have used the settings: Monte Carlo Count = 300, mother wavelet = Morlet, minimum scale = 4.6429 and maximum scale =  $1.0e+03 \cdot 1.0833$ . The minimum and maximum scale correspond to, respectively, a frequency range spectrum between 1.5 and 350-Hz.

The code returned, for each temporal series pair a matrix with 95 columns matching the WCCs (WCC-VL from ECG-SEMG\_VL and WCC-GM from ECG-SEMG\_GM) and the rows corresponding to the length of temporal series pair vector. How our goal was to know a value of WCC that could represent the synchronization during the two minutes analyzed, we calculated the WCC mean for each column what resulted in a row vector  $1 \times 95$  with the WCC correspondent to each scale.

From WTC code, the scale brings the real period information (CUI; BRYANT; REISS, 2012; DOMINGUES et al., 2016). It was obtained in this processing, a row vector  $1 \times 95$  with the respective period for each one of 95 scales. The conversion from period to frequency (Hz) was done by the following equation:

$$\mathbf{frequency\_hz} = (1/(\mathbf{period}/\mathbf{fs}))$$

Where the *period* is the real period from code and *fs* is the sampling frequency.

At the end of processing, we had, for each scale: the WCC, the period and the frequency of synchronization (Freq Synchro).

The WCC is a qualitative parameter estimate of the degree of linearity of the interaction between two temporal series, and it works like a localized correlation

coefficient in time-frequency space. The WCC varies from zero (0) to one (1), where one means linear relations between two functions around the time "t" and the scale "a." For a WCC equal zero, there are no interactions.

We used the same squared Pearson determination strength evaluation criteria to assess WCC strength. The WCC is analogous to the squared Pearson correlation  $r^2$ . The WCC magnitude reflects the proportion of variance of the temporal series X at a frequency ( $f$ ) considered in the constant linear transformation of the complex spectral coefficients derived from temporal series Y (ROACH; MATHALON, 2008). The WCC strength categories used were: very weak (0 to 0.19), weak (0.20 to 0.39), moderate (0.40 to 0.59), strong (0.60 to 0.79), and very strong (0.8 to 1) ("BMJ Correlation and regression", [s.d.]; JABEEN et al., 2016). We classified the CLS emerged when the WCC was equal or higher than 0.8.

#### Spatiotemporal parameters determination

To calculate the step time (s) and SF (step  $\text{min}^{-1}$ ), we used the 'Kinovea' freeware software. By visual inspection, it was determined the frames corresponding to the touching the heel on the ground (touchdown) and the moment when the foot lost contact with the ground (toe off) for 20 consecutive steps at the beginning of the last minute.

The step time was calculated as the product of the number of frames of each cycle by the inverse of the sampling frequency (period =  $1/120$ ). The SF was  $(1/\text{step time}) \times 60$  (CAVANAGH; WILLIAMS, 1982; LACOUR; BOURDIN, 2015; SIH; STUHMILLER, 2003). The Diff SF-HR was defined as absolute values.

#### Statistical analysis

We used the software SPSS 20 for statistical analysis. A significance level  $\alpha = 0.05$  was adopted. We applied Generalized Linear Mixed-effects Models (GLMMs) with Bonferroni test as a post-hoc test to find the statistical differences.

First, we tested if the subjects variable would be a candidate to a variable with random effect, due to their hierarchical nature (MARÔCO, 2014; NAKAGAWA; SCHIELZETH, 2013).

The condition if subjects variable were or not a variable with random effect was tested previously according to Intraclass Correlation Coefficient (ICC-pre) from Variance Components Analysis by Restricted Maximum Likelihood method. When the ICC-pre was higher than 5%, we considered the subjects variable as a variable with random effect.

In GLMMs analysis, we tested four covariance structures for the effects model random to find the model that had the best fit. Were they: Variance Components, First-Order Autoregressive (AR1), Compound Symmetry and Diagonal. It defined the best fit by the smaller value Akaike's Information Criterion (AIC). It did the visual inspection of normality of residuals by Q-Q Plot (results presented in the appendice C).

After to run the statistical procedures for GLMMs, we calculated the ICC again (ICC-pos), using the estimates of covariance parameters according to the following equation (MARÔCO, 2014):

$$ICC - pos = \frac{\textit{estimative of random effect}}{(\textit{estimative of random effect} + \textit{residual estimative})} * 100$$

The ICC-pos gave us the percentage contribution of improving model explanation when it considered the subjects variable as random effect term.

## RESULTS

Thirteen runners (age 27.3, sd = 4.2 years; body mass 73.2, sd = 8.9 kg; stature 1.79, sd = 0.08 m; length of lower limbs 94.3, sd = 6.3 m; weekly training volume 47.6, sd = 18.0 km; average of the best self-reported performance times in 10-km race 39.6, sd = 4.3 min; average speed in 10-km race based at self-report performance time 15.2, sd = 1.5 km h<sup>-1</sup>) participated in the investigation.

The maximal incremental test lasted on average 10.7, sd = 1.3 min. The maximal (at VO<sub>2-peak</sub>) and submaximal (at VT<sub>2S</sub>) parameters from metabolic analysis were: VO<sub>2-peak</sub> 64.1, sd = 5.7 ml kg min<sup>-1</sup>; speed<sub>VO<sub>2-peak</sub></sub> 18.9, sd = 1.4 km h<sup>-1</sup>; RER<sub>VO<sub>2-peak</sub></sub> 1.03, sd = 0.07; VO<sub>2-VT<sub>2S</sub></sub> 57.9, sd = 6.4 ml kg min<sup>-1</sup>; speed<sub>VO<sub>2-VT<sub>2S</sub></sub></sub> 18.0, sd = 1.6 km h<sup>-1</sup>; RER<sub>VO<sub>2-VT<sub>2S</sub></sub></sub> 0.98, sd = 0.08.

The description of the key features of each category of speed is shown in Table 2C.

**Table 1C:** Mean values and 95% confidence interval of the characteristics for each category speed.

CATEGORY SPEED	SPEED (km h <sup>-1</sup> )			RER		Diff SF-HR	
	Mean	95 IC		mean	95 IC		
		lower	upper		lower		upper
Fixed 1	7.5	-	-	0.78	0.77	0.78	50
Fixed 2	8.5	-	-	0.78	0.77	0.78	48
Fixed 3	10.0	-	-	0.75	0.75	0.76	33
PS -15%	12.2	12.1	12.2	0.74	0.73	0.74	21
PS -10%	12.9	12.8	12.9	0.75	0.74	0.75	22
SF 170	14.0	13.9	14.1	0.86	0.85	0.86	20
Fixed 4	14.2	-	-	0.84	0.83	0.84	17
PS	14.3	14.2	14.4	0.79	0.78	0.79	17
PS +5%	15.0	14.9	15.1	0.82	0.82	0.83	17
VT2S -3%	17.4	17.3	17.5	0.95	0.95	0.96	17

**Caption:** Preferred speed (PS); preferred speed minus 15% (PS -15%); preferred speed minus 10% (PS -10%); speed with step frequency of 170 steps per minute (SF 170); preferred speed (PS); preferred speed plus 5% (PS +5%); speed at second ventilatory threshold minus 3% (VT2S -3%), absolute difference between step frequency and heart rate (Diff SF-HR).

The ICC-pre for the subjects variable was 39.8%, and this variable was considered as random effects term. According to ICC-pos, 40.1% for ECG-VL and 40.2% for ECG-GM analyses, there was a considerable improvement in the explanation of the model when we adopted the subjects variable as random effects term. By the AIC criteria, to all analyses, the model with the best fit was Variance Model (ECG-VL: Variance Model = 68116.975; AR1 = 68117.017; Compound Symmetry = 68119.251; Diagonal = 68121.211; and ECG-GM: Variance Model = 68130.472; AR1 = 68130.525; Compound Symmetry = 68132.472; Diagonal = 68132.472).

At the temporal series pair analysis, taking into consideration the 13 participants, ten speeds, and 95 coefficients and their respective Freq Synchro, in Hz, per analyze, it has obtained 12350 observations. Events classified as very strong ( $WCC \geq 0.8$ ) happened 0.61% to the ECG-VL and 0.80% to the ECG-GM. The most of the cases were classified as weak, being 63.3% to the ECG-VL and 59.9% to the ECG-GM. For to just two participants, the CLS did not emerge in any category of speed in both temporal series pair analyzed. In the table 3C, we introduce, for each

runner, the number of speeds in which we observed the CLS and the number correspondent to the highest sequence of scales with  $WCC \geq 0.8$ .

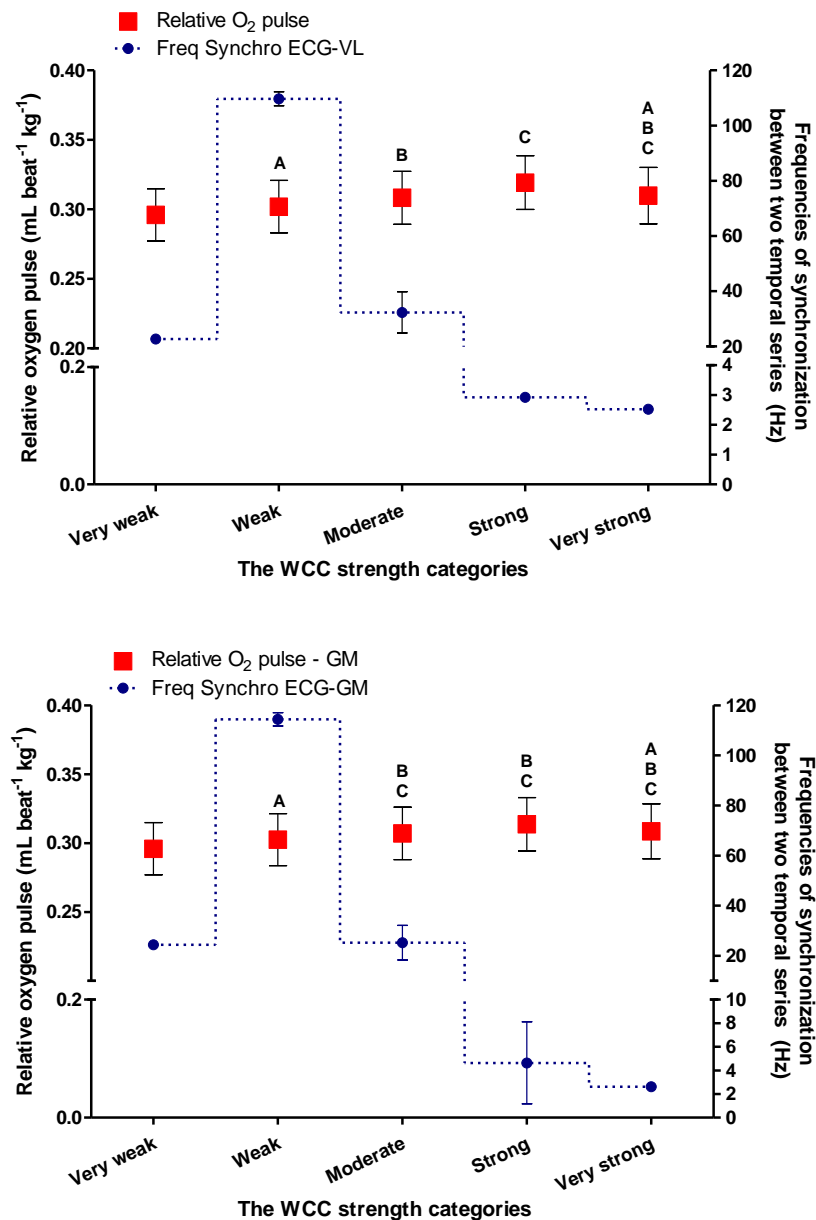
**Table 2C:** Individual results for the number of speeds in which the CLS occurred and the number correspondent to the highest sequence of scales (95 in total for each speed and participant) with  $WCC \geq 0.8$ .

Volunteer	ECG-VL		ECG-GM	
	Nº speeds	Highest sequence of scales with $WCC \geq 0.8$	Nº speeds	Highest sequence of scales with $WCC \geq 0.8$
1	0	0	1	3
2	1	1	3	5
3	0	0	3	4
4	2	3	2	4
5	0	0	1	3
6	0	0	0	0
7	0	0	1	1
8	3	6	3	4
9	0	0	0	0
10	5	3	4	3
11	4	7	6	6
12	6	8	5	7
13	3	2	2	4

**Caption:** Electrocardiogram signals (ECG); vastus lateralis (VL); gastrocnemius medialis (GM); temporal series pair analyzed (ECG-VL and ECG-GM); Wavelet Coherence Coefficient (WCC).

Statistical differences were found in both analyses: relative  $O_2$  pulse by 1) ECG-VL, being  $F(4, 12333.370) = 34.933$ ;  $p < 0.001$ ; and by 2) ECG-GM, being  $F(4, 12333.257) = 31.635$ ;  $p < 0.001$ . The descriptive and inferential statistics for all comparisons between the variables analyzed are shown in Figure 1C. Together with comparisons regard to relative  $O_2$  pulse, we plotted the Freq Synchro (Hz) behavior corresponding to the pair of the temporal series analyzed.

It is possible to note that the relative  $O_2$  pulse showed itself to be similar between moderate, strong and very strong categories, although it is more faithful to the ECG-GM than to the ECG-VL.



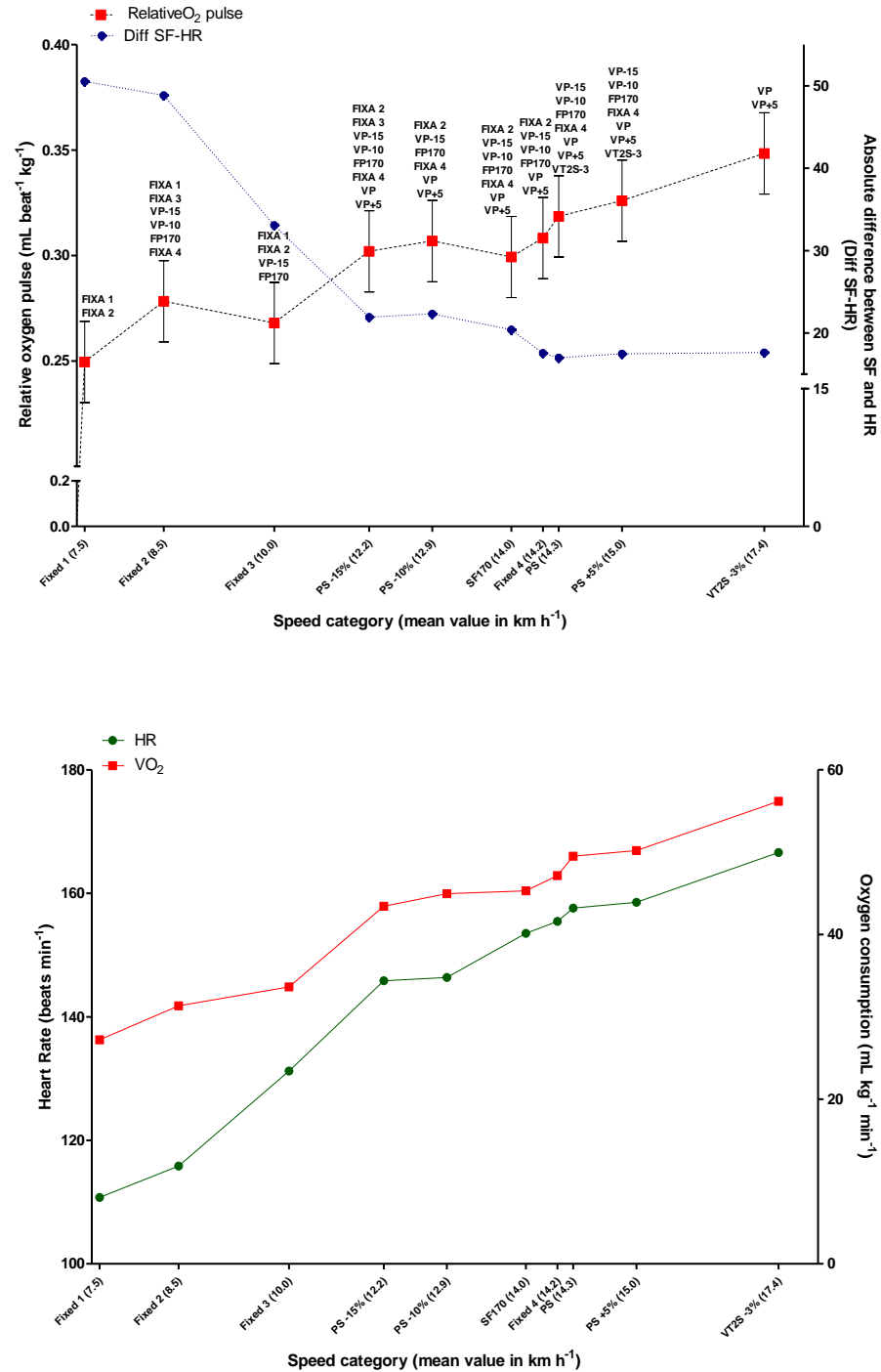
**Figure 1C:** The effect of the WCC strength categories from ECG-VL and ECG-GM synchronization on the relative O<sub>2</sub> pulse and the correspondent frequency of synchronization of the category.

The descriptive statistic is represented by mean and 95% confidence interval. Equal letters indicate a lack of statistical difference. The significant statistical differences for the comparisons among the relative O<sub>2</sub> pulse did not be represented, and, therefore, it must be assumed.

**Caption:** vastus lateralis (VL), gastrocnemius medialis (GM), Wavelet Coherence Coefficient (WCC).

The O<sub>2</sub> pulse increased linearly with the workload, albeit at the fixed 3 and FP 170 categories of speed, average values of 10 and 14 km h<sup>-1</sup> respectively, the O<sub>2</sub> pulse showed a slight decrease, and at faster speeds, the O<sub>2</sub> pulse increased in despite to Diff SF-HR has been constant. We also noted that at Fixed 3 and FP 170

categories of speed, the HR increased disproportionately about  $VO_2$ . These behaviors are introduced in Figure 2C.



**Figure 2C:** On the top: Effect of speed on the relative  $O_2$  pulse and the absolute difference between step frequency and heart rate (Diff SF-HR). On the bottom: Behavior of the variables, heart rate (HR) and oxygen consumption ( $VO_2$ ), that determine the relative  $O_2$  pulse.

The descriptive statistic is represented by mean and the 95% confidence interval if applicable. On the top figure, the categories of speed over the symbols indicate that the relative  $O_2$  pulse for that speed did not be statistically different from the speeds wish that



categories correspond. The significant statistical differences for the comparisons among categories of speed did not be represented, and, therefore, it must be assumed.

**Caption:** Preferred speed (PS); PS minus 15% (PS -15%); PS minus 10% (PS -10%); PS plus 5% (PS +5%); speed on second ventilatory threshold decremented by 3% (VT2S -3%); speed with natural step frequency around 170 steps min<sup>-1</sup> (SF 170); relative oxygen pulse (relative O<sub>2</sub> pulse).

## DISCUSSION

Our hypothesis was that the O<sub>2</sub> pulse is highest at frequencies which demonstrate synchronization between cardiac and muscle systems, and at the speed where the Diff SF-HR is lowest. This hypothesis was not confirmed by our findings.

First, just a few CLS events were observed according to WCC for both analyses ECG-VL and ECG-GM. One potential explanation for this results may be the fact that we did not find a narrow difference between SF and HR in spontaneous condition. If this is the link to promote the CLS (CERQUEIRA et al., 2017), probably the CLS did not occur conceptually in our study.

The criteria to classified the CLS was a WCC higher than 0.8. The statistical analysis did not evidence a WCC strength category in which the O<sub>2</sub> pulse was highest. Nevertheless, in absolute values, the relative O<sub>2</sub> pulse was subtly highest in the strong category for both ECG-VL and ECG-GM and the Freq Synchro for this category was 2.9-Hz to ECG-VL and 4.0-Hz to ECG-GM. Despite statistical results, is possible to observe a component centered at the locomotor frequency, being it more evident in the ECG-VL analyze.

Other studies that investigated the cardiocomotor coupling in the running also found a similar scenery. Bailón and colleagues (BAILÓN et al., 2013) identified one frequency centered in the stride frequency in the components of frequencies of the heart rate variability. For that authors, this frequency centered in the stride frequency was a consequence of cardiocomotor coupling, but they recognized that is not easy to identify it because that frequency was overlapping the autonomic nervous system frequencies. In the other study (MATERKO; NADAL; SÁ, 2015), just one participant presented short epochs of phase synchronization, but this occurred at the frequency compatible with the sympathetic nervous system band of frequencies.

We can suggest that in our study, the cardiocomotor coupling manifested itself spontaneously since almost participant presented at least one speed with WCC

$\geq 0.8$  during two minutes, but it was not strong enough to induce the CLS and its potential hemodynamic improvement.

Although the number of speeds with  $WCC \geq 0.8$  was higher in ECG-GM than in ECG-VL, the Freq Synchro for ECG-GM was systematically higher than ECG-VL and with higher variability, especially in the strong category. We attribute this to a possible effect of the morphological differences between muscles. It knows that the VL in endurance-trained people has high percentual of oxidative fibers wich firing at lower frequencies (HERDA et al., 2015) and this may explain why the Freq Synchro for ECG-VL was lower. Instead, the GM seems to recruit faster motor units preferentially during running (HODSON-TOLE; WAKELING, 2008).

The  $O_2$  pulse behavior was consistent with the workload proposed, and it agrees with findings from another study (PERIM et al., 2011). The two declinations on  $O_2$  pulse curve seems to be provoked by the cardiovascular drift without dehydration, a phenomenon whereby an increase in HR occur in parallel a decrease in SV, in the pulmonary artery pressure, or in the arterial blood pressure, while the cardiac output is preserved (COYLE; GONZÁLEZ-ALONSO, 2001; FRITZSCHE et al., 1999). We can note in our data that at  $10 \text{ km h}^{-1}$  (Fixed 3 category) there was an increase in HR disproportionate to  $VO_2$  rise. At  $14 \text{ km h}^{-1}$  (FP 170 category) the HR raised while the  $VO_2$  remained constant.

Notwithstanding the mathematical procedure used in our analysis reveals information about phase behavior (GRINSTED; MOORE; JEVREJEVA, 2004), we focused on information from the frequency domain. For futures investigations, to explore the temporal domain may complement the report of findings. We conclude that  $O_2$  pulse did not show evidence to the CLS manifestation.

## REFERENCES

ARENAS, A. et al. Synchronization in complex networks. **Physics Reports**, v. 469, n. 3, p. 93–153, 2008.

ASLAK GRINSTED. **Aslak Grinsted**. Available in: <http://www.glaciology.net/wavelet-coherence>>. Access in: Mar 23. 2016.

BAILÓN, R. et al. Influence of running stride frequency in heart rate variability analysis during treadmill exercise testing. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 60, n. 7, p. 1796–1805, 2013.

BASSETT, D. R. J.; HOWLEY, E. T. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 1, p. 70–84, 2000.

BHAMBHANI, Y.; NORRIS, S.; BELL, G. Prediction of stroke volume from oxygen pulse measurements in untrained and trained men. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 19, n. 1, p. 49–59, 1994.

**BMJ Correlation and regression.** Available in: <<http://www.bmj.com/about-bmj/resources-readers/publications/statistics-square-one/11-correlation-and-regression>>. Access in: May 24, 2017.

CAVANAGH, P. R.; WILLIAMS, K. R. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 14, n. 1, p. 30–35, 1982.

CERQUEIRA, L. S. et al. Crossover assessment of cardiocomotor synchronization during running. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 2, p. 315–322, 2017.

COYLE, E. F.; GONZÁLEZ-ALONSO, J. Cardiovascular drift during prolonged exercise: new perspectives. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 29, n. 2, p. 88–92, 2001.

CUI, X.; BRYANT, D. M.; REISS, A. L. NIRS-based hyperscanning reveals increased interpersonal coherence in superior frontal cortex during cooperation. **NeuroImage**, v. 59, n. 3, p. 2430–2437, 2012.

DHINDSA, M. S.; SUGAWARA, J.; TANAKA, H. Hemodynamic impacts of entrainment of heart rate and stride rate. **Artery Research**, v. 6, n. 3, p. 136–140, 2012.

DOMINGUES, M. O. et al. Explorando a transformada Wavelet contínua. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 38, n. 3, p. e3314, set. 2016.

FRITZSCHE, R. G. et al. Stroke volume decline during prolonged exercise is influenced by the increase in heart rate. **Journal of Applied Physiology**, v. 86, n. 3, p. 799–805, 1999.

GLASS, L. Synchronization and rhythmic processes in physiology. **Nature**, v. 410, n. 8, p. 277–284, 2001.

GRINSTED, A.; MOORE, J. C.; JEVREJEVA, S. Application of the cross wavelet transform and wavelet coherence to geophysical time series. **Nonlinear Processes in Geophysics**, v. 11, n. 5/6, p. 561–566, 2004.

HERDA, T. J. et al. Motor unit control strategies of endurance- versus resistance-trained individuals. **Muscle & Nerve**, v. 52, n. 5, p. 832–843, 2015.

HERMENS, H. J. et al. **European recommendation for surface electromyography**. Available in: <<http://www.seniam.org/>>. Access in: May 23, 2014.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000.

HODSON-TOLE, E. F.; WAKELING, J. M. Motor unit recruitment patterns 1: responses to changes in locomotor velocity and incline. **The Journal of Experimental Biology**, v. 211, n. 12, p. 1882–1892, 2008.

HOWLEY, E. T.; BASSETT, D. R.; WELCH, H. G. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 27, n. 9, p. 1292–1301, 1995.

JABEEN, K. et al. Agreement of direct antifungal susceptibility testing from positive blood culture bottles with the conventional method for *Candida* species. **Journal of Clinical Microbiology**, v. 54, n. 2, p. 343–348, 2016.

KENTTA, G.; HASSMEN, P. Overtraining and recovery: a conceptual model. Surentrenement et recuperation: un modele conceptuel. **Sports Medicine**, v. 26, n. 1, p. 1–16, 1998.

KIRBY, L. et al. Coupling of cardiac and locomotor rhythms. **Journal of Applied Physiology**, v. 66, n. 1, p. 323–329, 1989.

KIRBY, R. L. et al. Failure of accentuated vertical body movements to induce cardiac-locomotor coupling. **Journal of Applied Physiology**, v. 72, p. 1368–1374, 1992.

LACOUR, J. R.; BOURDIN, M. Factors affecting the energy cost of level running at submaximal speed. **European Journal of Applied Physiology**, v. 115, n. 4, p. 651–673, 2015.

LAFFITE, L. P. et al. The effects of interval training on oxygen pulse and performance in supra-threshold runs. **Archives of Physiology and Biochemistry**, v. 111, n. 3, p. 202–210, 2003.

LOURENÇO, T. F. et al. Reproducibility of an incremental treadmill VO<sub>2</sub>max test with gas exchange analysis for runners. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 7, p. 1994–1999, 2011.

MARÔCO, J. **Análise Estatística com o SPSS Statistic**. Lisboa, Portugal: Editora ReportNumber, 2014.

MATERKO, W.; NADAL, J.; SÁ, A. M. F. L. M. Investigating cardiocomotor synchronization during running in trained and untrained males. **Research on Biomedical Engineering**, v. 31, n. 2, p. 176–186, 2015.

NAKAGAWA, S.; SCHIELZETH, H. A general and simple method for obtaining R<sup>2</sup> from generalized linear mixed-effects models. **Methods in Ecology and Evolution**, v. 4, n. 2, p. 133–142, 2013.

NIIZEKI, K.; SAITOH, T. Cardiocomotor phase synchronization during rhythmic exercise. **The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine**, v. 3, n. 1, p. 11–20, 2014.

NOMURA, K. et al. Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, p. 240–247, 2006.

OLIVEIRA, A. S. et al. Modular control of treadmill vs overground running. **PLOS ONE**, v. 11, n. 4, p. e0153307, 2016.

OLIVEIRA, R. B.; MYERS, J.; ARAÚJO, C. G. S. Long-term stability of the oxygen pulse curve during maximal exercise. **Clinics**, v. 66, n. 2, p. 203–209, 2011.

PERIM, R. R. et al. The slope of the oxygen pulse curve does not depend on the maximal heart rate in elite soccer players. **Clinics**, v. 66, n. 5, p. 829–835, 2011.

PUURTINEN, M. et al. Value of leads V4R and CM5 in the detection of coronary artery disease during exercise electrocardiographic test. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 30, p. 308–312, 2010.

ROACH, B. J.; MATHALON, D. H. Event-related EEG time-frequency analysis: an overview of measures and an analysis of early gamma band phase locking in schizophrenia. **Schizophrenia Bulletin**, v. 34, n. 5, p. 907–926, 2008.

SACILOTTO, M. C. et al. Relação da frequência cardíaca e da potência no pico do teste ergométrico e no nível do limiar de anaerobiose de homens de meia-idade saudáveis e de hipertensos. **Fisioterapia em Movimento**, v. 20, n. 4, p. 43–53, 2007.

SIH, B. L.; STUHMILLER, J. H. The metabolic cost of force generation. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, n. 4, p. 623–629, 2003.

TAKEUCHI, S.; NISHIDA, Y.; MIZUSHIMA, T. Effects of synchronization between cardiac and locomotor rhythms on oxygen pulse during walking. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 13, n. 4, p. 881–887, 2014.

TAYLOR, H. L.; BUSKIRK, E.; HENSCHER, A. Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance. **Journal of Applied Physiology**, v. 8, n. 1, p. 73–80, 1955.

VANDERLEI, L. C. M. et al. Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 41, n. 10, p. 854–859, 2008.

WHIPP, B. J.; HIGGENBOTHAM, M. B.; COBB, F. C. Estimating exercise stroke volume from asymptotic oxygen pulse in humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 81, n. 6, p. 2674–2679, 1996.

#### 4 CONCLUSÕES GERAIS

Com base nos nossos achados, concluímos que a manifestação espontânea do sincronismo cardiocomotor não ocorreu nas condições testadas. Contudo observamos de forma sistemática nos sinais provenientes das interações entre as atividades dos sistemas cardíaco e muscular, um componente de frequência correspondente à frequência de passo que sugere a ocorrência do arrastamento cardiocomotor. Em virtude dos poucos eventos ocorridos que caracterizaram esse arrastamento cardiocomotor, é possível que a força desse arrastamento não tenha sido suficiente para gerar o sincronismo cardiocomotor e, conseqüentemente, suas repercussões fisiológicas.

Uma potencial explicação para que arrastamento cardiocomotor não tenha induzido o sincronismo cardiocomotor foi o fato de que, espontaneamente, a frequência de passo e frequência cardíaca não convergiram para uma diferença mínima, estado este que, em teoria, favorece a manifestação do sincronismo cardiocomotor.

Visto que o sincronismo cardiocomotor não foi identificado nos nossos achados, a repercussão deste nas variáveis mecânicas e metabólicas, incluindo a economia de corrida, são apenas especulativas.

## 5 REFÊRENCIAS GERAIS

ARELLANO, C. J. KRAM, R. Partitioning the metabolic cost of human running: a task-by-task approach. **Integrative and Comparative Biology**, v. 54, n. 6, p. 1084–1098, 2014.

ARENAS, A. et al. Synchronization in complex networks. **Physics Reports**, v. 469, n. 3, p. 93–153, 2008.

ASLAK GRINSTED. **Aslak Grinsted**. Available in: <http://www.glaciology.net/wavelet-coherence>. Access in: Mar 23. 2016.

BAILÓN, R. et al. Influence of running stride frequency in heart rate variability analysis during treadmill exercise testing. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 60, n. 7, p. 1796–1805, 2013.

BASSETT, D. R. J.; HOWLEY, E. T. Maximal oxygen uptake: classical versus contemporary viewpoints. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 29, n. 5, p. 591–603, 1997.

BASSETT, D. R. J.; HOWLEY, E. T. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 1, p. 70–84, 2000.

BEATTIE, K. et al. The effect of strength training on performance in endurance athletes. **Sports Medicine**, v. 44, n. 6, p. 845–865, 2014.

BERG, K. Endurance training and performance in runners: research limitations and unanswered questions. **Sports medicine**, v. 33, n. 1, p. 59–73, 2003.

BERGH, U.; EKBLÖM, B.; ÅSTRAND, P. O. Maximal oxygen uptake “classical” versus “contemporary” viewpoints. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 1, p. 85–88, 2000.

BERTUZZI, R. C. M. et al. Pacing strategy determinants during a 10-km running time trial: contributions of perceived effort, physiological, and muscular parameters. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 6, p. 1688–1696, 2014.



BLACK, M. I. et al. Is there an optimum speed for economical running? **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 11, n. 1, p. 1–23, 2017.

BLAIN, G. et al. Time-frequency analysis of heart rate variability reveals cardiocomotor coupling during dynamic cycling exercise in humans time-frequency analysis of heart rate variability reveals cardiocomotor coupling during dynamic cycling exercise in humans. **American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology**, v. 296, n. 5, p. H1651–H1559, 2009.

**BMJ Correlation and regression.** Available in: <http://www.bmj.com/about-bmj/resources-readers/publications/statistics-square-one/11-correlation-and-regression>.>. Access in: May 24. 2017.

BRAMBLE, D. M.; LIEBERMAN, D. E. Endurance running and the evolution of Homo. **Nature**, v. 432, n. 7015, p. 345–52, 2004.

BULLIMORE, S. R.; BURN, J. F. Ability of the planar spring-mass model to predict mechanical parameters in running humans. **Journal of Theoretical Biology**, v. 248, p. 686–695, 2007.

CARRIER, D. R.; ANDERS, C.; SCHILLING, N. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 108, n. 46, p. 18631–18636, 2011.

CASTRO, A. et al. Relationship between running intensity, muscle activation, and stride kinematics during an incremental protocol. **Science & Sports**, v. 28, n. 4, p. e85-e92, 2013.

CAVAGNA, G. A; LEGRAMANDI, M. A; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Old men running: mechanical work and elastic bounce. **Proceedings. Biological sciences / The Royal Society**, v. 275, n. 1633, p. 411–418, 2008.

CAVANAGH, P. R.; WILLIAMS, K. R. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 14, n. 1, p. 30–35, 1982.

CHER, P. H.; STEWART, I. B.; WORRINGHAM, C. J. Minimum cost of transport in human running is not ubiquitous. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 47, n. 2, p. 307–314, 2015.

COSMED. **K5 user manual**. Rome, Italy, 2015.

CUNNINGHAM, C. B. et al. The influence of foot posture on the cost of transport in humans. **The Journal of Experimental Biology**, v. 213, n. 5, p. 790–797, 2010.

CUI, X.; BRYANT, D. M.; REISS, A. L. NIRS-based hyperscanning reveals increased interpersonal coherence in superior frontal cortex during cooperation. **NeuroImage**, v. 59, n. 3, p. 2430–2437, 2012.

CURTY, V. M.; BARRA FILHO, M. G. Estado de recuperação avaliado através de dois métodos após teste de aptidão física. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v. 5, n. 3, p. 186-199, 2011.

DHINDSA, M. S.; SUGAWARA, J.; TANAKA, H. Hemodynamic impacts of entrainment of heart rate and stride rate. **Artery Research**, v. 6, n. 3, p. 136–140, 2012.

DI PRAMPERO, P. E. et al. The energetics of endurance running. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 55, n. 3, p. 259–266, 1986.

DI PRAMPERO, P. E. et al. A simple method for assessing the energy cost of running during incremental tests. **Journal of Applied Physiology**, v. 107, n. 4, p. 1068–1075, 2009.

DOMINGUES, M. O. et al. Explorando a transformada wavelet contínua. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 38, n. 3, p. e3314, 2016.

FLETCHER, J. R.; ESAU, S. P.; MACINTOSH, B. R. Economy of running: beyond the measurement of oxygen uptake. **Journal of Applied Physiology**, v. 107, n. 6, p. 1918–1922, 2009.

FOLLAND, J. P. et al. Running technique is an importante componente of running economy and performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 49, n. 7, p. 1412–1423, 2017.

FOSTER, C.; LUCIA, A. Running economy: the forgotten factor in elite performance. **Sports Medicine**, v. 37, n. 4–5, p. 316–319, 2007.

GILAD, O. et al. Afferent somatosensory information as a possible cause of cardiac-locomotor coupling? **Computers in Cardiology**, 2003, v. 30, p. 797–800, 2003.

GRINSTED, A.; MOORE, J. C.; JEVREJEVA, S. Application of the cross wavelet transform and wavelet coherence to geophysical time series. **Nonlinear Processes in Geophysics**, v. 11, n. 5/6, p. 561–566, 2004.

HELGERUD, J.; STOREN, O.; HOFF, J. Are there differences in running economy at different velocities for well-trained distance runners? **European journal of applied physiology**, v. 108, n. 6, p. 1099–105, 2010.

HERMENS, H. J.; et al. **SENIAM 8: European recommendation for surface electromyography**. Enschede, 1999. ISSN 90-75452-15-2. Available in: <http://www.seniam.org/>. Access in: May 23, 2014.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361–374, 2000.

HOWLEY, E. T.; BASSETT, D. R.; WELCH, H. G. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 27, n. 9, p. 1292–1301, 1995.

HUNTER, I.; SMITH, G. A. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 6, p. 653–661, 2007.

JABEEN, K. et al. Agreement of direct antifungal susceptibility testing from positive blood culture bottles with the conventional method for *Candida* species. **Journal of Clinical Microbiology**, v. 54, n. 2, p. 343–348, 2016.

JONES, A. M. A five year physiological case study of an Olympic runner. **British Journal of Sports Medicine**, v. 32, p. 39–43, 1998.

- JONES, A. M.; DOUST, J. H. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. **Journal of Sports Sciences**, v. 14, n. 4, p. 321-327, 1996.
- KENTTA, G.; HASSMEN, P. Overtraining and recovery: a conceptual model. **Sports Medicine**, v. 26, n. 1, p. 1–16, 1998.
- KIRBY, R. L. et al. Coupling of cardiac and locomotor rhythms. **Journal of Applied Physiology**, v. 66, n. 1, p. 323–329, 1989.
- KIRBY, R. L. et al. Failure of accentuated vertical body movements to induce cardiac-locomotor coupling. **Journal of Applied Physiology**, v. 72, p. 1368–1374, 1992.
- KYRÖLÄINEN, H.; BELLI, A; KOMI, P. V. Biomechanical factors affecting running economy. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, p. 1330–1337, 2001.
- LACOUR, J. R.; BOURDIN, M. Factors affecting the energy cost of level running at submaximal speed. **European Journal of Applied Physiology**, v. 115, n. 4, p. 651–673, 2015.
- LEGRAMANTE, J. M. et al. Group III muscle afferents evoke reflex depressor responses to repetitive muscle contractions in rabbits. **American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology**, v. 278, n. 3, p. H871–H877, 2000.
- LEURS, F. et al. Optimal walking speed following changes in limb geometry. **The Journal of Experimental Biology**, v. 214, n. Pt 13, p. 2276–2282, 2011.
- LOURENÇO, T. F. et al. Reproducibility of an incremental treadmill VO<sub>2</sub>max test with gas exchange analysis for runners. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 7, p. 1994–1999, 2011.
- LUCIA, A. et al. Physiological characteristics of the best Eritrean runners exceptional running economy. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v. 31, n. 5, p. 530–540, 2006.
- MARGARIA, R. et al. Energy cost of running. **Journal of Applied Physiology**, v. 18, n. 2, p. 367-370, 1963.

- MCLAUGHLIN, J. E. et al. Test of the classic model for predicting endurance running performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 42, n. 5, p. 991–997, 2010.
- MOORE, I. S.; JONES, A. M.; DIXON, S. J. Mechanisms for improved running economy in beginner runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 44, n. 23, p. 1756–1763, 2012.
- MOOSES, M. et al. Anthropometric and physiological determinants of running performance in middle- and long-distance runners. **Kinesiology**, v. 45, p. 154–162, 2013.
- NAKAYAMA, Y.; KUDO, K.; OHTSUKI, T. Variability and fluctuation in running gait cycle of trained runners and non-runners. **Gait and Posture**, v. 31, p. 331–335, 2010.
- NIIZEKI, K. Intramuscular pressure-induced inhibition of cardiac contraction: implications for cardiac-locomotor synchronization. **American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**, v. 288, p. R645–R650, 2005.
- NIIZEKI, K.; KAWAHARA, K.; MIYAMOTO, Y. Interaction among cardiac, respiratory, and locomotor rhythms during cardiocomotor synchronization. **Journal of Applied Physiology**, v. 75, n. 4, p. 1815–21, 1993.
- NIIZEKI, K.; MIYAMOTO, Y. Phase-dependent heartbeat modulation by muscle contractions during dynamic handgrip in humans. **The American Journal of Physiology**, v. 276, p. H1331–H1338, 1999.
- NIIZEKI, K.; SAITOH, T. Cardiocomotor phase synchronization during rhythmic exercise. **The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine**, v. 3, n. 1, p. 11–20, 2014.
- NOAKES, T. D. Maximal oxygen uptake: “classical” versus “contemporary” viewpoints: a rebuttal. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 30, n. 9, p. 1381–1398, 1998.

NOAKES, T. D. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 10, n. 3, p. 123–145, 2000.

NOAKES, T. D. How did A.V. Hill understand the VO<sub>2</sub>max and the "plateau phenomenon"? Still no clarity? **British Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 7, p. 574-580, 2008.

NOMURA, K. et al. Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, p. 240–247, 2006.

NOMURA, K.; TAKEI, Y.; YANAGIDA, Y. Analysing entrainment of cardiac and locomotor rhythms in humans using the surrogate data technique. **European Journal of Applied Physiology**, v. 84, p. 373–378, 2001.

NOMURA, K.; TAKEI, Y.; YANAGIDA, Y. Comparison of cardio-locomotor synchronization during running and cycling. **European journal of applied physiology**, v. 89, p. 221–229, 2003.

NOVAK, V. et al. Cardiolocomotor coupling in young and elderly people. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 62, n. 1, p. 86–92, 2007.

OLIVEIRA, A. S. et al. Modular control of treadmill vs overground running. **PLOS ONE**, v. 11, n. 4, p. e0153307, 2016. Doi.org/10.1371/journal.pone.0153307

OLIVEIRA, R. B.; MYERS, J.; ARAÚJO, C. G. S. Long-term stability of the oxygen pulse curve during maximal exercise. **Clinics**, v. 66, n. 2, p. 203–209, 2011.

PHILLIPS, B.; JIN, Y. Effect of adaptive paced cardiolocomotor synchronization during running: a preliminary study. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 12, n. 3, p. 381–387, 2013.

PIKOVSKY, A.; ROSENBLUM, M.; KURTHS, J. **Synchronization: a universal concept in nonlinear sciences**. New York: Cambridge University Press, 2001. 405p

PONTZER, H. Economy and Endurance in Human Evolution. **Current Biology**, v. 27, n. 12, p. R613–R621, 2017.

PUMPRLA, J. et al. Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. **International Journal of Cardiology**, v. 84, n. 1, p. 1–14, 2002.

PUTHUCHEARY, Z. et al. Genetic influences in sport and physical performance. **Sports Medicine**, v. 41, n. 10, p. 845–860, 2011.

PUURTINEN, M. et al. Value of leads V4R and CM5 in the detection of coronary artery disease during exercise electrocardiographic test. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 30, p. 308–312, 2010.

ROACH, B. J.; MATHALON, D. H. Event-related EEG time-frequency analysis: an overview of measures and an analysis of early gamma band phase locking in schizophrenia. **Schizophrenia Bulletin**, v. 34, n. 5, p. 907–926, 2008.

SACILOTTO, M. C. et al. Relação da frequência cardíaca e da potência no pico do teste ergométrico e no nível do limiar de anaerobiose de homens de meia-idade saudáveis e de hipertensos. **Fisioterapia em Movimento**, v. 20, n. 4, p. 43–53, 2007.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 88, n. 4–5, p. 297–316, 2003.

SAUNDERS, P. U. et al. Factors affecting running economy in trained distance runners. **Sports Medicine**, v. 34, n. 7, p. 465–485, 2004a.

SAUNDERS, P. U. et al. Reliability and variability of running economy in elite distance runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 17, p. 1972–1976, 2004b.

SHAW, A. J.; INGHAM, S. A.; FOLLAND, J. P. The valid measurement of running economy in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 46, n. 10, p. 1968–1973, 2014.

SIH, B. L.; STUHMILLER, J. H. The metabolic cost of force generation. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, n. 4, p. 623–629, 2003.

SRINIVASAN, M. Optimal speeds for walking and running, and walking on a moving walkway. **Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science**, v. 19, n. 2, p. 026112-1 - 026112-10, 2009.

STEUDEL-NUMBERS, K. L.; WALL-SCHEFFLER, C. M. Optimal running speed and the evolution of hominin hunting strategies. **Journal of Human Evolution**, v. 56, n. 4, p. 355–360, 2009.

TAKEUCHI, S.; NISHIDA, Y.; MIZUSHIMA, T. Effects of synchronization between cardiac and locomotor rhythms on oxygen pulse during walking. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 13, n. 4, p. 881–887, 2014.

TAKEUCHI, S.; NISHIDA, Y.; MIZUSHIMA, T. Evidence of an association between cardiac-locomotor synchronization and lower leg muscle blood perfusion during walking. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 6, p. 1819–1822, 2015.

TARTARUGA, M. P. et al. The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 83, n. 3, p. 367–375, 2012.

TARTARUGA, M. P. et al. Running efficiency and long-distance performance prediction: Influence of allometric scaling. **Science and Sports**, v. 28, n. 4, p. 165–171, 2013.

TSEH, W.; CAPUTO, J. L.; MORGAN, D. W. Influence of gait manipulation on running economy in female distance runners. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 7, n. 1, p. 91–95, 2008.

VANDERLEI, L. C. M. et al. Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 41, n. 10, p. 854–859, 2008.

VANDERLEI, L. C. M. et al. Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 24, n. 2, p. 205–217, 2009.



WIRTA, R. V.; GOLBRANSON, F. L. Effect of velocity and SF/SL ratio on external work and gait movement waveforms. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 27, n. 3, p. 221–228, 1990.



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** INTER-RELAÇÃO CARDIOLOCOMOTORA: REPERCUSSÕES SOBRE PARÂMETROS BIOENERGÉTICOS E BIOMECÂNICOS EM CORREDORES DE

**Pesquisador:** Pedro Dal Lago

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 44323315.0.0000.5345

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 1.115.465

**Data da Relatoria:** 18/06/2015

**Apresentação do Projeto:**

A sincronização cardiolocomotora é um fenômeno que, em teoria, pode tornar o movimento mais econômico o que, conseqüentemente, pode repercutir de forma importante na economia de corrida. Assim, o objetivo primário desse estudo será verificar a influência da manifestação da interrelação cardiolocomotora nos parâmetros bioenergéticos e parâmetros biomecânicos em corredores de provas de rua de 10 km. Para verificar tal influência, 23 corredores de longas distâncias, amadores e profissionais, competidores em provas de rua de 10 km serão selecionados de forma intencional e não probabilística para compor a amostra. Cada voluntário participará de uma bateria de testes em laboratório, em condições controladas, totalizando oito visitas no intervalo máximo de três semanas para a realização de todos os testes. Serão distribuídos ao longo dessas visitas: avaliação de caracterização da amostra; teste incremental máximo; protocolo para se determinar a velocidade de sincronização e testes de economia. A inter-relação cardiolocomotora será determinada pela sincronização cardiolocomotora (avaliada por meio da coerência de fase das frequências dos sistemas cardíaco e muscular) e pelo acoplamento cardiolocomotor (avaliado pelo componente de frequência centrado na frequência de passada decomposto das bandas de frequência que compõem o espectro de frequência da variabilidade da frequência cardíaca). Os testes de economia serão realizados em

**Endereço:** Rua Sarmento Leite ,245

**Bairro:**

**CEP:** 90.050-170

**UF:** RS

**Município:** PORTO ALEGRE

**Telefone:** (513)303 -8804

**E-mail:** cep@ufcspa.edu.br

Continuação do Parecer: 1.115.465

três velocidades fixas (16,0 km. h<sup>-1</sup>; 14,2 km.h<sup>-1</sup>; 8,5 km.h<sup>-1</sup>) e na velocidade de sincronização cardiocomotora obtida em testes prévios (individualizada para cada voluntário) durante os quais serão avaliados também a cinética do consumo de oxigênio. Também será realizado um teste de economia em que será manipulada a frequência de passada.

A contribuição deste trabalho será a de proporcionar, ao menos em parte, um melhor entendimento sobre a influência da inter-relação cardiocomotora sobre parâmetros bioenergéticos e biomecânicos da corrida em corredores de longa distância. Acredita-se que esse conhecimento possa servir de base para estudos futuros tanto na área de treinamento quanto na reabilitação.

#### **Objetivo da Pesquisa:**

Objetivo Primário:

- Verificar a influência da manifestação da inter-relação cardiocomotora nos parâmetros bioenergéticos e parâmetros biomecânicos em corredores de provas de rua de 10 km

Objetivo Secundário:

- Verificar se a velocidade de sincronização cardiocomotora (vSCL) é um fenômeno intrínseco da corrida ou está mais relacionado às características individuais de corredores de longas distâncias; - Verificar se o nível de treinamento é capaz de facilitar a manifestação da sincronização cardiocomotora (SCL) e do acoplamento cardiocomotor (ACL) em mais de uma velocidade.

#### **Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Riscos: Todo teste de esforço máximo representa risco. Porém, embora esse risco em atletas seja pequeno, todos os cuidados visando prevenir eventos prejudiciais aos voluntários serão tomados. Também há o desconforto pelo uso da máscara durante os testes metabólicos. Pode haver algum desconforto do ponto de vista estético em decorrência da tricotomia para colocação dos eletrodos para eletromiografia.

Benefícios: Ao participar desta pesquisa o voluntário receberá uma bateria de testes que podem servir para nortear o seu treinamento

**Endereço:** Rua Sarmiento Leite ,245

**Bairro:**

**CEP:** 90.050-170

**UF:** RS

**Município:** PORTO ALEGRE

**Telefone:** (513)303 -8804

**E-mail:** cep@ufcspa.edu.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
CIÊNCIAS DA SAÚDE DE  
PORTO ALEGRE



Continuação do Parecer: 1.115.465

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa é relevante e o projeto está bem escrito e fundamentado.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

As pendências no TCLE foram todas atendidas: inclusão de endereço do CEP e sobre assistência ao participante, em caso de eventualidade decorrente da pesquisa.

**Recomendações:**

Sem mais.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Aprovar.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Término Julho/17

PORTO ALEGRE, 19 de Junho de 2015

---

**Assinado por:**

**Julia Fernanda Semmelmann Pereira Lima  
(Coordenador)**

**Endereço:** Rua Sarmento Leite ,245

**Bairro:**

**CEP:** 90.050-170

**UF:** RS

**Município:** PORTO ALEGRE

**Telefone:** (513)303 -8804

**E-mail:** cep@ufcspa.edu.br

**De:** <[compesq@esef.ufrgs.br](mailto:compesq@esef.ufrgs.br)>

**Data:** 30 de julho de 2015 20:29:51 GMT+2

**Para:** [leonardo.tartaruga@ufrgs.br](mailto:leonardo.tartaruga@ufrgs.br)

**Assunto:** Projeto de Pesquisa na Comissão de Pesquisa de Educação Física

**Responder A:** <[compesq@esef.ufrgs.br](mailto:compesq@esef.ufrgs.br)>

Prezado Pesquisador LEONARDO ALEXANDRE PEYRE TARTARUGA,

Informamos que o projeto de pesquisa

**Inter-relação cardiocomotora: repercussões sobre parâmetros bioenergéticos e biomecânicos em corredores de longas distâncias**

encaminhado para análise em 09/07/2015 foi aprovado quanto ao mérito pela Comissão de Pesquisa de Educação Física

com o seguinte parecer:

Projeto aprovado ad referendum na COMPESQ pois o referido projeto já foi aprovado em outra instituição

(Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre) com o número 1.115.465.

Atenciosamente, Comissão de Pesquisa de Educação Física

## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, \_\_\_\_\_, portador do documento de identidade número \_\_\_\_\_, concordo voluntariamente em participar da pesquisa "INTER-RELAÇÃO CARDIOLOCOMOTORA: REPERCUSSÕES SOBRE PARÂMETROS BIOENERGÉTICOS E BIOMECÂNICOS EM CORREDORES DE LONGAS DISTÂNCIAS". Declaro estar ciente que esta pesquisa será desenvolvida pelos pesquisadores Pedro Dal Lago, Alberito Rodrigo de Carvalho, Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga e Marlus Karsten. Estou ciente de que todas as informações coletadas e registradas no decorrer deste trabalho serão utilizadas para a elaboração de artigos científicos dos referidos pesquisadores anteriormente citados, e que todas as informações utilizadas deverão manter o sigilo dos indivíduos avaliados.

**Este estudo terá por objetivo:** avaliar se quando, durante a minha corrida, os meus batimentos cardíacos (frequência cardíaca) forem próximos ao número de passos que realizo dentro de 1 minuto (frequência de passos), isso pode tornar minha corrida mais econômica (em relação à energia que o meu corpo gasta).

**Estou ciente que para a realização dessa pesquisa serei submetido aos seguintes testes e procedimentos:**

- Testes para encontrar a velocidade de corrida na qual a minha frequência cardíaca fique próxima da minha frequência de passo. Para tanto terei de correr em esteira 10 vezes (10 blocos de corrida) com duração de 4 minutos cada, em dois dias consecutivos (5 blocos no primeiro dia e 5 blocos no segundo) em velocidades escolhidas pelo pesquisador levando em conta a minha frequência cardíaca e minha frequência de passo. Fui informado que haverá um descanso entre cada bloco para que eu me recupere.

- 1 teste de esforço máximo, em que terei de correr sem intervalos para descanso em várias velocidades até chegar na velocidade mais alta que eu puder. Este teste visa avaliar o meu consumo de oxigênio máximo o qual está relacionado com minha capacidade de realizar exercícios físicos de longa duração.

- 4 testes, cada um em um dia diferente, para avaliar o quanto econômico eu sou correndo. A economia será avaliada medindo o quanto de oxigênio eu consumo enquanto eu corro. Para isso terei de intercalar, sem interrupções, entre períodos de caminhada e períodos de corrida na esteira.

- 1 teste que também avaliará minha economia de corrida, mas que, durante esse teste, ouvirei um sinal sonoro que ditará o ritmo da minha frequência de passo o qual eu devo seguir.

Em todos os testes que envolvem medida de consumo de oxigênio terei de usar uma máscara que me forçará respirar predominantemente pela boca.

Também estou ciente que em todos os testes eu terei de colocar alguns eletrodos no meu corpo (coxa e tórax) que permitirão avaliar a atividade dos meus músculos e os meus batimentos cardíacos. Para isso, nos locais em que os eletrodos serão colocados, será necessário realizar uma raspagem com lâmina de barbear, de meu uso exclusivo, para limpar a pele e retirar eventuais pelos.

Ainda fui informado que em todos os testes serão gravados vídeos da minha corrida.

**Riscos:** Estou ciente que haverá um certo desconforto, que pode ser até estético caso eu tenha muitos pelos, por conta da necessidade raspar os locais de colocação dos eletrodos. Também estou ciente que a máscara que usarei nos testes que avaliam o consumo de oxigênio pode me causar algum desconforto por dificultar a respiração pelo nariz. Fui informado que (da mesma maneira quando eu faço um treino intenso ou participo de uma competição) há um pequeno risco de que eventos cardíacos ocorram durante os testes, especialmente no teste de esforço máximo. Mas todas as medidas que garantam minha segurança serão tomadas pelos pesquisadores, inclusive, durante o teste máximo (e apenas neste), a presença de um médico. Em contribuição para reduzir ao máximo meus riscos, me comprometo a relatar aos pesquisadores toda e qualquer condição de saúde, da qual eu tenha conhecimento, que possa representar um risco a minha saúde durante os testes.

**Vantagens:** Os principais resultados dos testes aos quais serei submetido me serão fornecidos e estou autorizado a utilizá-los como melhor me for conveniente, inclusive na prescrição dos meus treinos.

Assim sendo, eu, por meio desta, autorizo Pedro Dal Lago, Alberito Rodrigo de Carvalho, Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga, Marlus Karsten, bolsistas ou profissionais selecionados para realizar os procedimentos acima descritos e a mim explicados.

\* Eu estou ciente também que:

1. Os procedimentos expostos acima serão explicados para mim por Alberito Rodrigo de Carvalho, algum bolsista ou assistente;

2. Eu entendo que Alberito Rodrigo de Carvalho e/ou bolsistas irão responder qualquer dúvida que eu tenha em qualquer momento relativo a estes procedimentos;

3. Eu entendo que todos os dados relativos à minha pessoa irão ficar confidenciais e disponíveis apenas sob minha solicitação escrita. Além disso, eu entendo que no momento da publicação, não será feita associação entre os dados publicados e a minha pessoa;

4. Eu entendo que não há compensação monetária pela minha participação nesse estudo;

5. Eu entendo que no surgimento de uma lesão física resultante diretamente de minha participação, não será providenciada nenhuma compensação financeira;

6. Eu entendo que não terá nenhum médico presente durante a maior parte dos testes, exceto no teste de esforço máximo. Apesar disso, estará disponível no laboratório uma linha telefônica para a Assistência Médica de Emergência;

7. Eu entendo que eu posso fazer contato com o orientador do estudo Professor Doutor Pedro Dal Lago, com o autor do estudo Alberito Rodrigo de Carvalho ou qualquer bolsista ou assistente, para quaisquer problemas referentes à minha participação no estudo ou se eu sentir que há uma violação nos meus direitos. Telefone: (51) 33038876. Telefone do Comitê de Ética em Pesquisa/UFCSA: (51) 33039000 (solicitar ramal do Comitê de Ética em Seres Humanos).

Porto Alegre, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

**Participante (sujeito):**

Nome completo: \_\_\_\_\_

Assinatura do sujeito: \_\_\_\_\_

Assinatura do pesquisador: \_\_\_\_\_

**CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS E VÍDEOS**

Eu, \_\_\_\_\_ permito que os pesquisadores obtenham fotografias e vídeos para fins de pesquisa. Eu concordo que o material obtido possa ser publicado em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém, eu não devo ser identificado por nome em qualquer uma das vias de publicação ou uso.

As fotografias e vídeos ficarão sob propriedade, responsabilidade e guarda dos pesquisadores acima mencionados.

Assinatura: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_\_



## ANAMNESE

IDENTIFICAÇÃO:		IDADE:
MASSA CORPORAL (kg):	DATA NASCIMENTO:	ESTATURA (cm):
COMPRIMENTO MMII (cm) ESQUERDO ( ) DIREITO ( )		

<b>1) ABOUT RUNNING</b>				
1.1) Há quanto tempo você pratica corrida?				
1.2) Você está treinando para competição atualmente (competição de longa distância)?				
( ) Não ( ) Sim Se sim, há quanto tempo? (mais longo período sem interrupções até agora):				
1.3) Você tem treinador/técnico?				
( ) Não ( ) Sim Se sim, há quanto tempo? :				
1.4) Quantas vezes por semana você treina?				
( ) 1 dia		( ) 2 dias		( ) 3 dias
				( ) 4 dias
				( ) 5 dias ou mais
1.5) Qual o volume do seu treino por semana (km)?				
1.6) Como varia a intensidade do seu treino na semana?				
( ) É constante (não varia)		( ) É crescente		( ) Varia em onda
1.7) Você tem alguma experiência em correr na esteira?				
( ) Não		( ) Sim e me sinto totalmente seguro em fazê-lo		( ) Sim, mas não me sinto seguro em fazê-lo
<b>2) ABOUT YOUR TRAINING AND YOUR RESULTS</b>				
2.1) Você pratica qualquer outro tipo de exercício físico além da corrida?				
( ) Não ( ) Sim Se sim, qual e por quanto tempo? :				
2.2) Seu treino de corrida é focado para correr 10 km ou 21 km?				
( ) Não ( ) Sim Se não, especifique:				
2.3) Você participou de alguma competição de 10 km nos últimos 9 meses?				
( ) Não ( ) Sim Se sim, quando foi? :				
2.4) Você se lembra do seu tempo nessa competição?				
( ) Não ( ) Sim Se sim, qual foi:				
2.5) Qual o seu melhor tempo em provas/treino de 10 km?		Há quanto tempo?		
<b>3) HEALTH AND HISTORY OF INJURIES</b>				
3.1) Você tem conhecimento de ter alguma doença crônica?				
( ) Não ( ) Sim Se sim, por favor especifique:				
3.2) Você tem algum problema cardíaco?				
( ) Não ( ) Sim Se sim, por favor especifique:				
3.3) Você já fez alguma cirurgia antes?				
( ) Não ( ) Sim Se sim, por favor especifique:				
3.4) Você interrompeu seu treino devido a alguma lesão osteomuscular/articular no último ano?				
( ) Não ( ) Sim Se sim: uma vez ( ) ou várias vezes ( ) Se várias vezes: descreva a mais severa delas				
Qual?		lesão:		
( ) Eu <b>interrompi</b> o treinamento por (quanto tempo):				
( ) Eu <b>diminui</b> o treinamento por (quanto tempo):				
3.5) Você tem algum desses problemas de saúde?				
( ) Hipertensão		( ) Diabetes		( ) Doença renal
				( ) Asma ou bronquite
				( ) Labirintite
3.6) Você faz uso de algum medicamento regularmente?				
( ) Não ( ) Sim Se sim, qual?:				
3.7) Você fuma? ( ) Não ( ) Sim				
3.8) Você ingere bebida alcoólica frequentemente? ( ) Não ( ) Sim				
3.9) Você faz check-up rotineiramente?				
( ) Não ( ) Sim Se sim, há quanto tempo foi seu último check-up? :				

# ROTINA DESENVOLVIDA NO MATLAB

## RETORNA DADOS DE FREQUÊNCIA E DA ANÁLISE NO DOMÍNIO DO TEMPO

```
clear all
close all
clc

[FileName_sistema,Path_sistema,Index]=uigetfile({'*.edf','Arquivos do Miotech (*.edf)'},'Carregar dados da EMG');
arquivo=strcat(Path_sistema,FileName_sistema);
[cabecalho, dados] = edfRead(arquivo);
dados_coluna=dados';

sinal=input('escolher o valor de sinal, se 1 ou -1:');

ecg_raw=dados_coluna(327100:567100,1).*sinal;
vl_raw=dados_coluna(327100:567100,2);
gm_raw=dados_coluna(327100:567100,3);
sinc=dados_coluna(327100:567100,4);

ss=mean(sinc);
sinc=sinc-ss;

Fs = 2000;
Dt=1/Fs;

duration=input('escolher a duracao, se 120, 60 ou 30:');
limiar=input('especificar o limiar, sendo que o padrão será 0.30:');
distance=input('especificar a distância entre as ondas R, sendo o padrão 500:');
amostras=input('definir o inicio do sinc = 1:');

%*****
% Relacionando SINC e ECG
L1 = length(ecg_raw);
tempo_simecg = (1/Fs)*L1;
L1_duration = (duration*L1)/tempo_simecg;

mm1=amostras+L1_duration;
temp_ecg=1:length(ecg_raw);
ecg_raw=ecg_raw(temp_ecg(1,amostras):temp_ecg(1,(mm1)),1);
t1 = linspace(0,duration,length(ecg_raw));

% Relacionando SINC e VI
L2 = length(vl_raw);
tempo_simvl = (1/Fs)*L2;
L2_duration = (duration*L2)/tempo_simvl;

mm2=amostras+L2_duration;
temp_vl=1:length(vl_raw);
vl_raw=vl_raw(temp_vl(1,amostras):temp_vl(1,(mm2)),1);
t2 = linspace(0,duration,length(vl_raw));

% Relacionando SINC e GM
```

```
L3 = length(gm_raw);
tempo_simgm = (1/Fs)*L3;
L3_duration = (duration*L3)/tempo_simgm;
```

```
mm3=amostras+L3_duration;
temp_gm=1:length(gm_raw);
gm_raw=gm_raw(temp_gm(1,amostras):temp_gm(1,(mm3)),1);
t3 = linspace(0,duration,length(gm_raw));
```

```
% FILTRO PARA TIRAR O RUIDO USANDO WAVELET
```

```
% http://www.mathworks.com/help/wavelet/ref/wden.html
```

```
lev = 4; %corresponde ao N (Wavelet decomposition is performed at level N )
[XD_ecg,CXD_ecg,LXD_ecg] = wden(ecg_raw,'heursure','s','mln',lev,'sym14');
XD_ecg = XD_ecg-median(XD_ecg);
figure;
hold on
plot(t1,ecg_raw,'r');
plot(t1,XD_ecg,'k.');
```

```
[XD_vl,CXD_vl,LXD_vl] = wden(vl_raw,'heursure','s','mln',lev,'sym14');
XD_vl = XD_vl-median(XD_vl);
figure;
hold on
plot(t2,vl_raw,'r');
plot(t2,XD_vl,'k.');
```

```
[XD_gm,CXD_gm,LXD_gm] = wden(gm_raw,'heursure','s','mln',lev,'sym14');
XD_gm = XD_gm-median(XD_gm);
figure;
hold on
plot(t3,gm_raw,'r');
plot(t3,XD_gm,'k.');
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
% Achando picos no ECG
% Ondas R
```

```
m=limiar*max(XD_ecg);
[pksmax,locsmax]=findpeaks(XD_ecg,'MinPeakHeight',m,'MinPeakDistance',distance);
```

```
% Ondas S
```

```
ecginverted=-XD_ecg;
n=0.90*max(ecginverted);
[pksmin,locsmmin]=findpeaks(ecginverted,'MinPeakHeight',n,'MinPeakDistance',625);
pksmin=-pksmin;
```

```
% TEMPO DE UMA ONDA R ATÉ OUTRA ONDA R
```

```
for n = 2:length(pksmax);
    tempoRR(n) = t1(locsmax(n)) - t1(locsmax(n-1));
    tempoRR(1) = tempoRR(2); % o (1,1) de tempoRR será a diferença entre a primeira onda R
    e o início (que será 0)
end
```

```
fc=length(tempoRR)*60/duration;
tRR_medio=mean(tempoRR);
```

```
%%%%%%%%%% Plotando DADOS
```

```
%ECG
```

```
figure;
subplot(2,2,[1,2]);
hold on;
g1 = plot(t1,XD_ecg);
g2 = plot(t1(locsmax),pksmax, 'rv', 'MarkerFaceColor','r');
g3 = plot(t1(locsmin),pksmin, 'g^', 'MarkerFaceColor','g');
legend([g1,g2,g3], 'Sinal ECG', 'R-waves', 'S-waves', 'Orientation', 'horizontal');
xlabel('Tempo(s)'); ylabel('Valores(mV)');
title('Picos no Sinal ECG');
grid on
```

```
%VL
```

```
subplot(2,2,3);
plot(t2,XD_vl);
legend ('Sinal VL - Músculo Direito', 'Contrações', 'Orientation', 'horizontal');
xlabel('Tempo(s)'); ylabel('Valores(mV)');
title('Sinal VL');
grid on
```

```
%gm
```

```
subplot(2,2,4);
plot(t3,XD_gm);
legend ('Sinal GM - Músculo Direito', 'Contrações', 'Orientation', 'horizontal');
xlabel('Tempo(s)'); ylabel('Valores(mV)');
title('Sinal GM');
grid on
```

```
%%%%%%%%%% ACHANDO DADOS DA CONTRAÇÃO
```

```
% VL
```

```
vl_rms_sinal=envelope(XD_vl,150,'rms');
vl_rms = mean(vl_rms_sinal);
```

```
np=150;
vl_peak= envelope(XD_vl,np,'peak');
vl_peak_mean=mean(vl_peak);
```

```
vl_percentual_ativa=(vl_rms*100)/vl_peak_mean;
```

```
figure;
hold on
plot(t2,vl_raw,'r');
plot(t2,vl_rms_sinal,'k.');
```

```
%%%%%%%%%% ACHANDO DADOS DA CONTRAÇÃO
```

```
% GM
```

```
gm_rms_sinal=envelope(XD_gm,150,'rms');
gm_rms = mean(gm_rms_sinal);
```

```

np=150;
gm_peak= envelope(XD_gm,np,'peak');
gm_peak_mean=mean(gm_peak);

gm_percentual_ativa=(gm_rms*100)/gm_peak_mean;

figure;
hold on
plot(t3,XD_gm,'r');
plot(t3,gm_rms_sinal,'k.');
```

hold off

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Verificando a densidade de potencia espectral (WAVELET)
level = 6;

%% ECG
wpt_ecg = wpdec(ecg_raw,level,'sym14');
[Spec_ecg,Time_ecg,Freq_ecg] = wpspectrum(wpt_ecg,Fs);

%dados considerando as médias

Freq_por_escala_ecg=mean(Spec_ecg');
Freq_ECG_ordenada=sort(Freq_por_escala_ecg);
ecg_freq_1=Freq_ECG_ordenada([1]);
ecg_freq_90PERC=Freq_ECG_ordenada([57]);
ecg_freq_100PERC=Freq_ECG_ordenada([64]);

% fm = frequência média
ecg_para_fm=Freq_ECG_ordenada(1:57);% aqui eu considerou-se para fazer a média 90%
das primeiras escalas (no caso da primeira até a escala 57). Isso porque as últimas escalas contêm
freq altas e geralmente distinguem-se muito das anteriores
ecg_fm=mean(ecg_para_fm);

ecg_altas_freq=Freq_ECG_ordenada(58:64);
ecg_altas_freq_MEDIA=mean(ecg_altas_freq);

% dados considerando a mediana
Freq_por_escala_ecg_mediana=median(Spec_ecg');
Freq_ECG_ordenada_mediana=sort(Freq_por_escala_ecg_mediana);
ecg_freq_1_mediana=Freq_ECG_ordenada_mediana([1]);
ecg_freq_90PERC_mediana=Freq_ECG_ordenada_mediana([57]);
ecg_freq_100PERC_mediana=Freq_ECG_ordenada_mediana([64]);

% fm = frequência média
ecg_mediana_para_fm=Freq_ECG_ordenada(1:57);
ecg_mediana_fm=median(ecg_mediana_para_fm);

ecg_mediana_altas_freq=Freq_ECG_ordenada_mediana(58:64);
ecg_mediana_altas_freq_MEDIA=median(ecg_mediana_altas_freq);

%% VL
wpt_vl = wpdec(vl_raw,level,'sym14');
[Spec_vl,Time_vl,Freq_vl] = wpspectrum(wpt_vl,Fs);% In the standard wavelet packet
transform the result of the scaling function (the low pass filter) is placed in the lower half of the array

```

and the result of the wavelet function (the high pass filter) is placed in the upper half of the array. The wavelet packet algorithm recursively applies the wavelet transform to the high and low pass result at each level, generating two new filter results which have half the number of elements. The standard transform is shown in figure 1. The result of the wavelet (high pass) filter is shaded.

```
% dados considerando a média
Freq_por_escala_vl=mean(Spec_vl');
Freq_vl_ordenada=sort(Freq_por_escala_vl);

vl_freq_1=Freq_vl_ordenada([1]);
vl_freq_90PERC=Freq_vl_ordenada([57]);
vl_freq_100PERC=Freq_vl_ordenada([64]);

% fm = frequência média
vl_para_fm=Freq_vl_ordenada(1:57);
vl_fm=mean(vl_para_fm);

vl_altas_freq=Freq_vl_ordenada(58:64);
vl_altas_freq_MEDIA=mean(vl_altas_freq);

% dados considerando a mediana
Freq_por_escala_vl_mediana=median(Spec_vl');
Freq_vl_ordenada_mediana=sort(Freq_por_escala_vl_mediana);
vl_freq_1_mediana=Freq_vl_ordenada_mediana([1]);
vl_freq_90PERC_mediana=Freq_vl_ordenada_mediana([57]);
vl_freq_100PERC_mediana=Freq_vl_ordenada_mediana([64]);

% fm = frequência média
vl_mediana_para_fm=Freq_por_escala_vl_mediana(1:57);
vl_mediana_fm=median(vl_mediana_para_fm);

vl_mediana_altas_freq=Freq_vl_ordenada_mediana(58:64);
vl_mediana_altas_freq_MEDIA=median(vl_mediana_altas_freq);

%% GM
wpt_gm = wpdec(gm_raw,level,'sym14');
[Spec_gm,Time_gm,Freq_gm] = wpspectrum(wpt_gm,Fs);

% dados considerando a média
Freq_por_escala_gm=mean(Spec_gm');
Freq_gm_ordenada=sort(Freq_por_escala_gm);

gm_freq_1=Freq_gm_ordenada([1]);
gm_freq_90PERC=Freq_gm_ordenada([57]);
gm_freq_100PERC=Freq_gm_ordenada([64]);

% fm = frequência média
gm_para_fm=Freq_gm_ordenada(1:57);
gm_fm=mean(gm_para_fm);

gm_altas_freq=Freq_gm_ordenada(58:64);
gm_altas_freq_MEDIA=mean(gm_altas_freq);

% dados considerando a mediana
Freq_por_escala_gm_mediana=median(Spec_gm');
```

```
Freq_gm_ordenada_mediana=sort(Freq_por_escala_gm_mediana);
gm_freq_1_mediana=Freq_gm_ordenada_mediana([1]);
gm_freq_90PERC_mediana=Freq_gm_ordenada_mediana([57]);
gm_freq_100PERC_mediana=Freq_gm_ordenada_mediana([64]);
```

```
% fm = frequência média
```

```
gm_mediana_para_fm=Freq_gm_ordenada_mediana(1:57);
gm_mediana_fm=median(gm_mediana_para_fm);
```

```
gm_mediana_altas_freq=Freq_gm_ordenada_mediana(58:64);
gm_mediana_altas_freq_MEDIA=median(gm_mediana_altas_freq);
```

```
%DADOS DE MÉDIA E MEDIANA GERAL
```

```
ecg_media_geral=mean(Freq_ECG_ordenada);
ecg_mediana_geral=median(Freq_ECG_ordenada);
vl_media_geral=mean(Freq_vl_ordenada);
vl_mediana_geral=median(Freq_vl_ordenada);
gm_media_geral=mean(Freq_gm_ordenada);
gm_mediana_geral=median(Freq_gm_ordenada);
```

```
resultados_ecg = {'FC','RRI'};
resultados_ecg{2,1}=fc;
resultados_ecg{2,2}=mean(tempoRR);
resultados_ecg
```

```
resultados_muscle_vl = {'Pico VL','VL % ativado','RMS VL'};
resultados_muscle_vl {2,1}=vl_peak_mean;
resultados_muscle_vl {2,2}=vl_percentual_ativa;
resultados_muscle_vl {2,3}=vl_rms;
resultados_muscle_vl
```

```
resultados_muscle_gm ={'Pico GM','GM % ativado','RMS GM'};
resultados_muscle_gm {2,1}=gm_peak_mean;
resultados_muscle_gm {2,2}=gm_percentual_ativa;
resultados_muscle_gm {2,3}=gm_rms;
resultados_muscle_gm
```

```
dados_freq_ecg = {'ECG freq média','ECG freq 1','ECG freq 90%','ECG freq 100%','ECG
Media altas Freq'};
dados_freq_ecg{2,1}=ecg_fm;
dados_freq_ecg{2,2}=ecg_freq_1;
dados_freq_ecg{2,3}=ecg_freq_90PERC;
dados_freq_ecg{2,4}=ecg_freq_100PERC;
dados_freq_ecg{2,5}=ecg_altas_freq_MEDIA;
dados_freq_ecg
```

```
dados_freq_ecg_mediana= {'ECG freq mediana','ECG freq 1 mediana','ECG freq 90%
mediana','ECG freq 100% mediana','ECG Media altas Freq mediana'};
dados_freq_ecg_mediana{2,1}=ecg_mediana_fm;
dados_freq_ecg_mediana{2,2}=ecg_freq_1_mediana;
dados_freq_ecg_mediana{2,3}=ecg_freq_90PERC_mediana;
dados_freq_ecg_mediana{2,4}=ecg_freq_100PERC_mediana;
dados_freq_ecg_mediana{2,5}=ecg_mediana_altas_freq_MEDIA;
dados_freq_ecg_mediana
```

```
dados_freq_vl = {'VL freq média','VL freq 1','VL freq 90%','VL freq 100%','VL Media altas  
freq'};
```

```
dados_freq_vl{2,1}=vl_fm;  
dados_freq_vl{2,2}=vl_freq_1;  
dados_freq_vl{2,3}=vl_freq_90PERC;  
dados_freq_vl{2,4}=vl_freq_100PERC;  
dados_freq_vl{2,5}=vl_altas_freq_MEDIA;  
dados_freq_vl
```

```
dados_freq_vl_mediana= {'vl freq mediana','vl freq 1 mediana','vl freq 90% mediana','vl freq  
100% mediana','vl Media altas Freq mediana'};
```

```
dados_freq_vl_mediana{2,1}=vl_mediana_fm;  
dados_freq_vl_mediana{2,2}=vl_freq_1_mediana;  
dados_freq_vl_mediana{2,3}=vl_freq_90PERC_mediana;  
dados_freq_vl_mediana{2,4}=vl_freq_100PERC_mediana;  
dados_freq_vl_mediana{2,5}=vl_mediana_altas_freq_MEDIA;  
dados_freq_vl_mediana
```

```
dados_freq_gm = {'GM freq média','GM freq 1','GM freq 90%','GM freq 100%','GM Media altas  
freq'};
```

```
dados_freq_gm{2,1}=gm_fm;  
dados_freq_gm{2,2}=gm_freq_1;  
dados_freq_gm{2,3}=gm_freq_90PERC;  
dados_freq_gm{2,4}=gm_freq_100PERC;  
dados_freq_gm{2,5}=gm_altas_freq_MEDIA;  
dados_freq_gm
```

```
dados_freq_gm_mediana= {'gm freq mediana','gm freq 1 mediana','gm freq 90% mediana','gm  
freq 100% mediana','gm Media altas Freq mediana'};
```

```
dados_freq_gm_mediana{2,1}=gm_mediana_fm;  
dados_freq_gm_mediana{2,2}=gm_freq_1_mediana;  
dados_freq_gm_mediana{2,3}=gm_freq_90PERC_mediana;  
dados_freq_gm_mediana{2,4}=gm_freq_100PERC_mediana;  
dados_freq_gm_mediana{2,5}=gm_mediana_altas_freq_MEDIA;  
dados_freq_gm_mediana
```

```
geral_freq_media = {'MÉDIA geral ECG','MÉDIA geral VL','MÉDIA geral GM'};
```

```
geral_freq_media{2,1}=ecg_media_geral;  
geral_freq_media{2,2}=vl_media_geral;  
geral_freq_media{2,3}=gm_media_geral;  
geral_freq_media
```

```
geral_freq_mediana = {'MEDIANA geral ECG','MEDIANA geral VL','MEDIANA geral GM'};
```

```
geral_freq_mediana{2,1}=ecg_mediana_geral;  
geral_freq_mediana{2,2}=vl_mediana_geral;  
geral_freq_mediana{2,3}=gm_mediana_geral;  
geral_freq_mediana
```



## ROTINA PARA DETERMINAÇÃO DA COERÊNCIA WAVELET

```
clear all
close all
clc

% Agora vai carregar os arquivos
% primeiro carrega os arquivos em edf.
% a função strcat concatena strings
% daí pede para rodar a rotina edfRead (que foi elaborada pela miotec).
% A função edfRead pede duas saídas...cabecalho e dados.
% na saída dados é onde estarão armazenados os dados do sinal EMG
% lembrando que no new miotool os arquivos vem em uma matriz [n 4] - no caso o 4 é porque
eu tinha 4 canais (ecg, vl, gm e sinc)

[FileName_sistema,Path_sistema,Index]=uigetfile({'*.edf','Arquivos do Miotech
(*.edf)'],'Carregar dados da EMG');
arquivo=strcat(Path_sistema,FileName_sistema);
[cabecalho, dados] = edfRead(arquivo);
dados_coluna=dados';
sinal=input('escolher o valor de sinal, se 1 ou -1:');
ecg_raw=dados_coluna(327100:567100,1).*sinal;
vl_raw=dados_coluna(327100:567100,2);
gm_raw=dados_coluna(327100:567100,3);
sinc=dados_coluna(327100:567100,4);

Fs = 2000;
Dt=1/Fs;

%%%%%DETERMINANDO A COERENCIA COM WAVELET
%VL
% A função WTC pode ser obtida em http://www.glaciology.net/wavelet-coherence

[Rsq_vl,period,scale,coi_vl,sig95_vl]=wtc(ecg_raw,vl_raw,'s0',4.6429,'mother','morlet','ms',1.0
8333333333333333e+03,'mcc',300,'ar1','auto');

figure;
wtc(ecg_raw,vl_raw,'s0',4.6429,'mother','morlet','ms',1.0833333333333333e+03,'mcc',300,'ar1',
'auto');

matriz=Rsq_vl';
coef=median(matriz);

scal_vl=1:length(scale);
frequencias_hz_vl = (1./(period/Fs));
frequencias_bpm_vl = (1./(period/Fs)).*60;

tabela_vl = [scal_vl;coef;frequencias_hz_vl;frequencias_bpm_vl];
tabela_coluna_vl = tabela_vl';

max_coe_vl=max(tabela_coluna_vl(:,2));
disp('maior coef:');
disp(max_coe_vl);
```



```

vetor_70=[];
flag_70 = 0;
flag2_70 = 0;
positionCorrelation_70 =[]; %Este vetor vai conter as posicoes onde as correlacoes se iniciam
line_70 = 1;

for i_70= 1:length(matriz);
    if matriz(i_70)>=0.7 && matriz(i_70)<1;
        flag_70 = 1;
        vetor_70(k_70,n_70)=matriz(i_70);
        if flag2_70 == 0
            positionCorrelation_70(line_70,1) = i_70;
            flag2_70=1;
        end
        if i_70 < length(matriz)
            if (matriz(i_70+1))<0.7
                k_70=k_70+1;
                n_70 =1;
                line_70 = line_70+1;
                flag2_70=0;
            end
        end
    end
    n_70=n_70+1;
end

if flag_70 ==0
    disp('Correlations greater than 0.8 did not occur for this case'); % MENSAGEM DE
    QUANDO NAOU HOUVE CORRELACAO
end

[l_70, c_70]=size(vetor_70);
x_70=find(vetor_70(:,c_70)>0);% ele identifica o vetor que todos os elementos são
diferentes de 0, ou seja, tem coef maior que 0.8
maior_vetor_70=vetor_70(x_70,:);
maior_vetor_70(maior_vetor_70==0)=[];

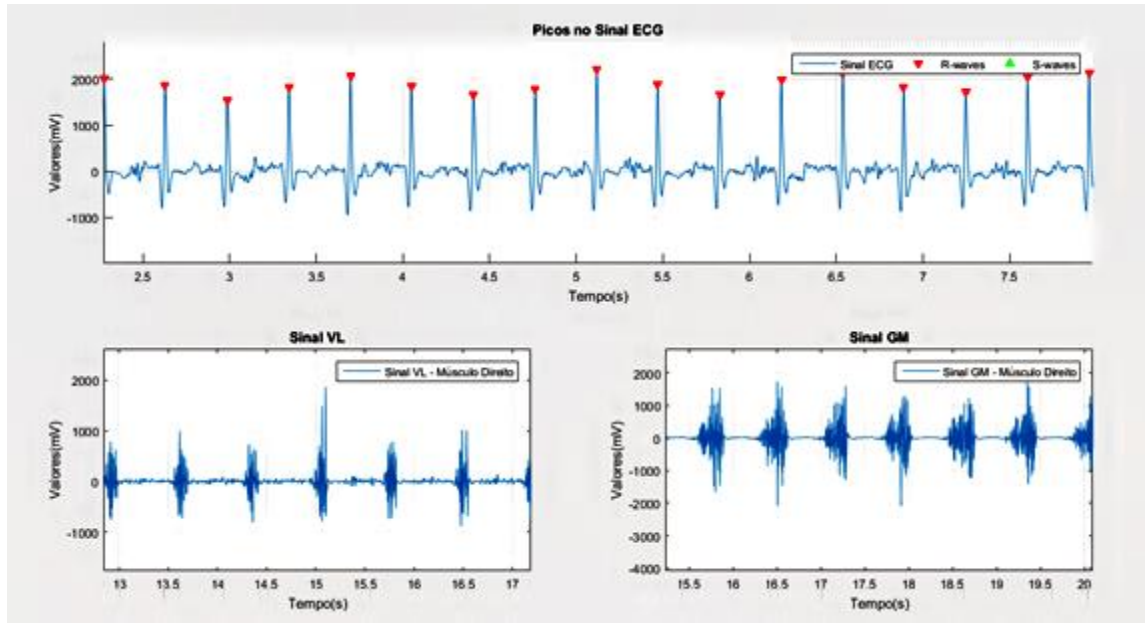
amostras_maior_vetor_70=length(maior_vetor_70);
tempo_maior_vetor_70=Dt*amostras_maior_vetor_70;

coef_maior_vetor_70=mean(maior_vetor_70);

disp('coef do maior vetor 70:');
disp(coef_maior_vetor_70);
disp('duração do maior vetor 70:');
disp(tempo_maior_vetor_70);

```

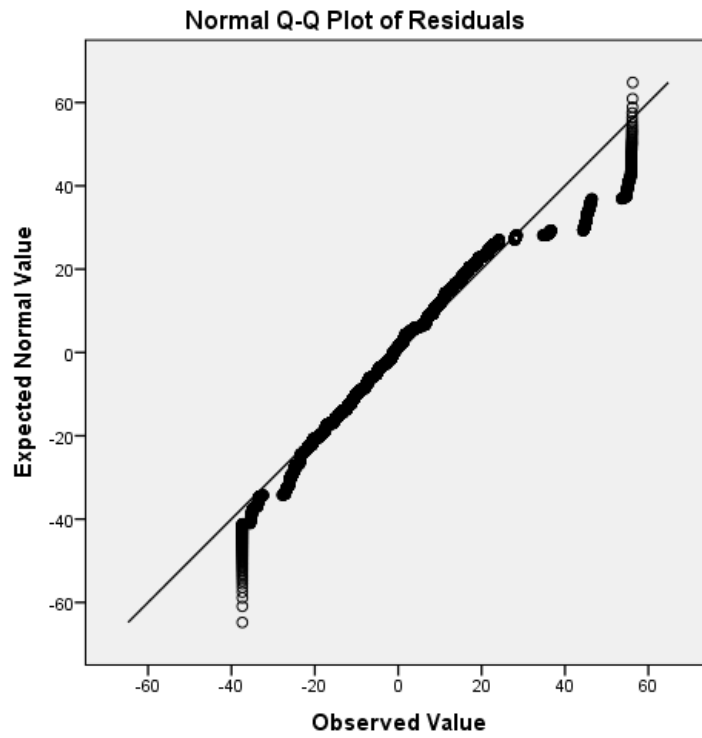
## EXEMPLOS GRÁFICOS DA ANÁLISE NO DOMÍNIO TEMPO



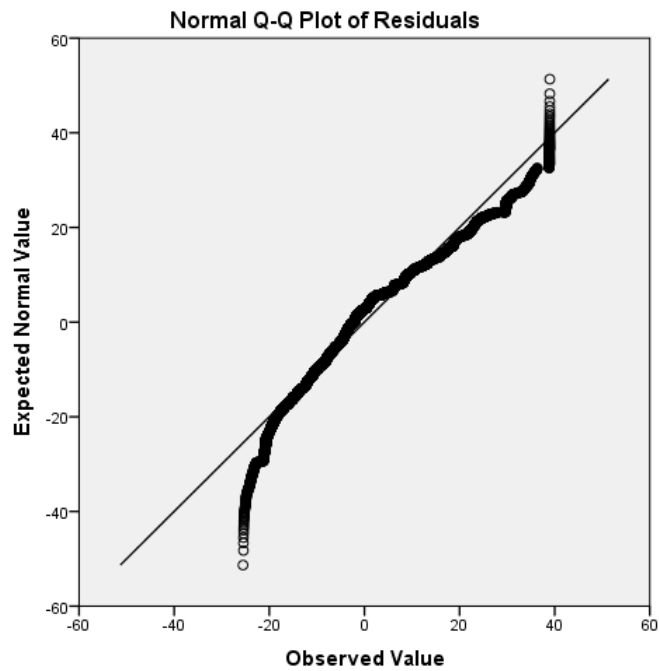
Sinal ECG e EMG



## APÊNDICE DO ESTUDO A

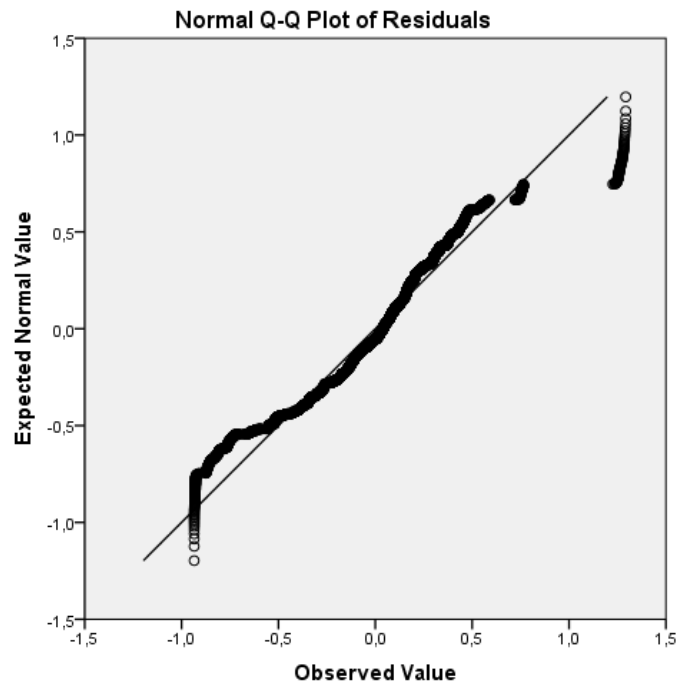


Normality of residuals by Q-Q Plot to  $SEMG_{MNF}$  from GM

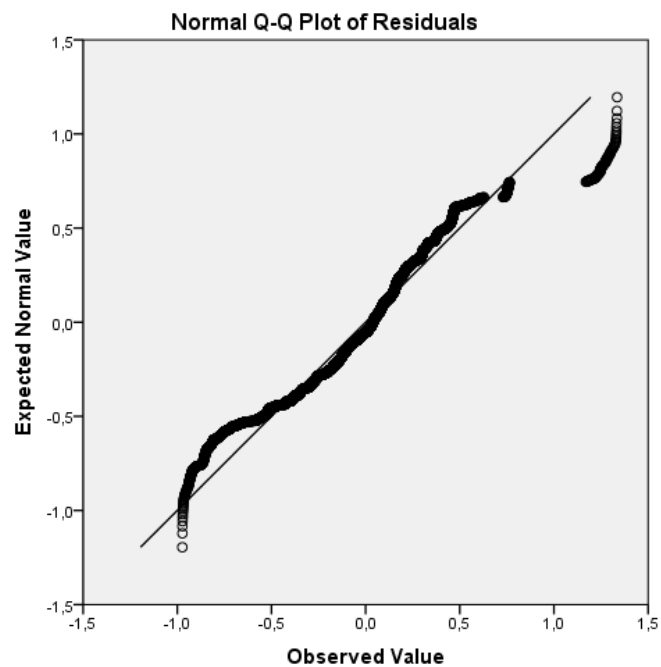


Normality of residuals by Q-Q Plot to  $SEMG_{MNF}$  from VL

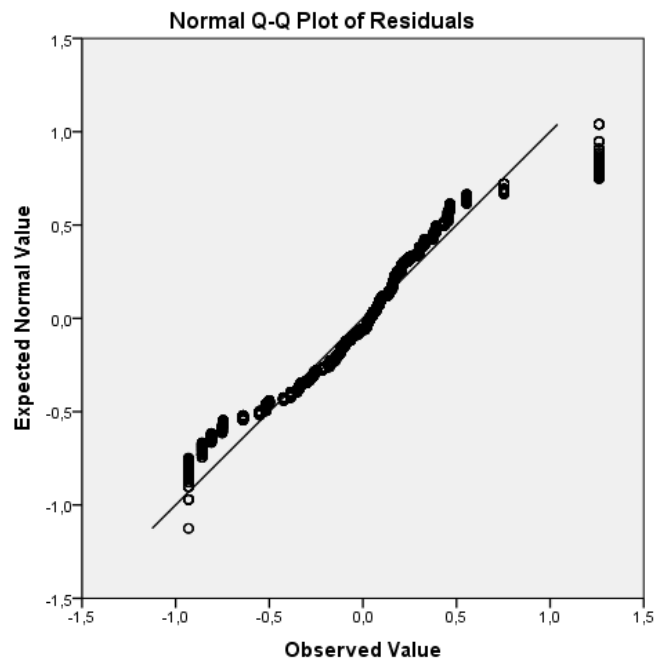
## APÊNDICES DO ESTUDO B



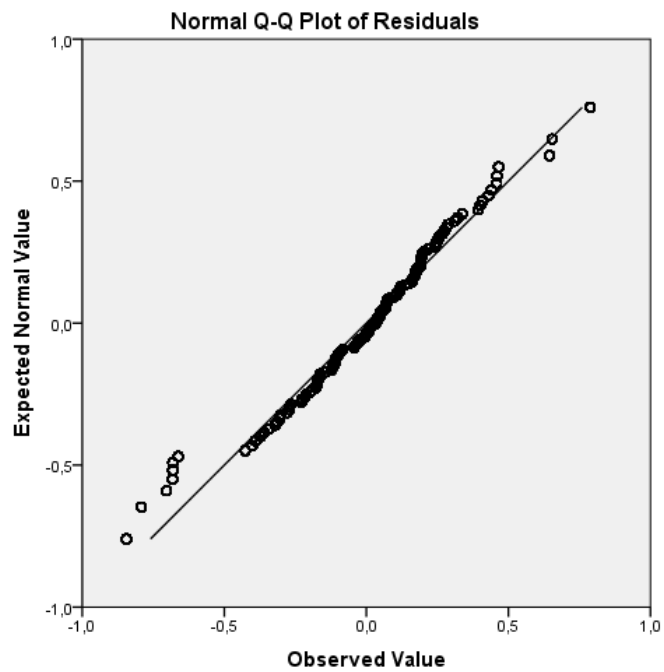
Normality of residuals by Q-Q Plot to CoT (covariate - WCC-VL)



Normality of residuals by Q-Q Plot to CoT (covariate - WCC-GM)

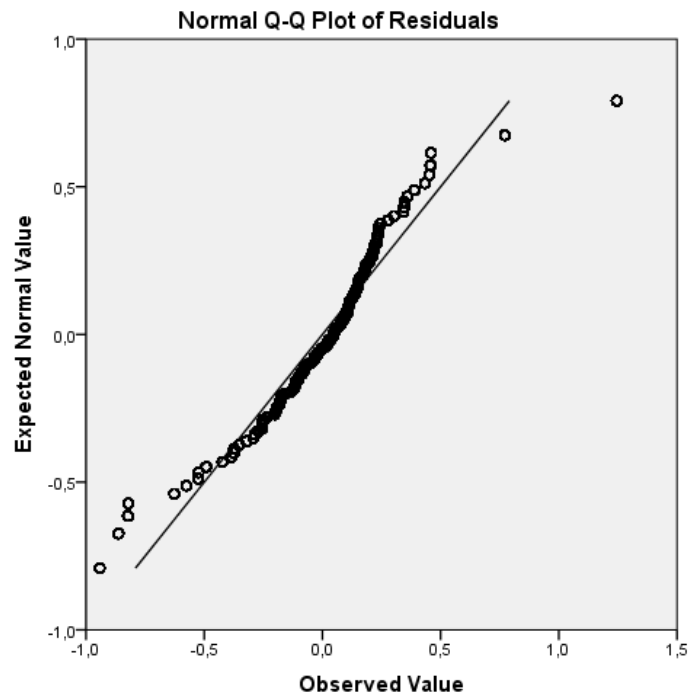


**Normality of residuals by Q-Q Plot to CoT (covariate – Freq Synchro)**

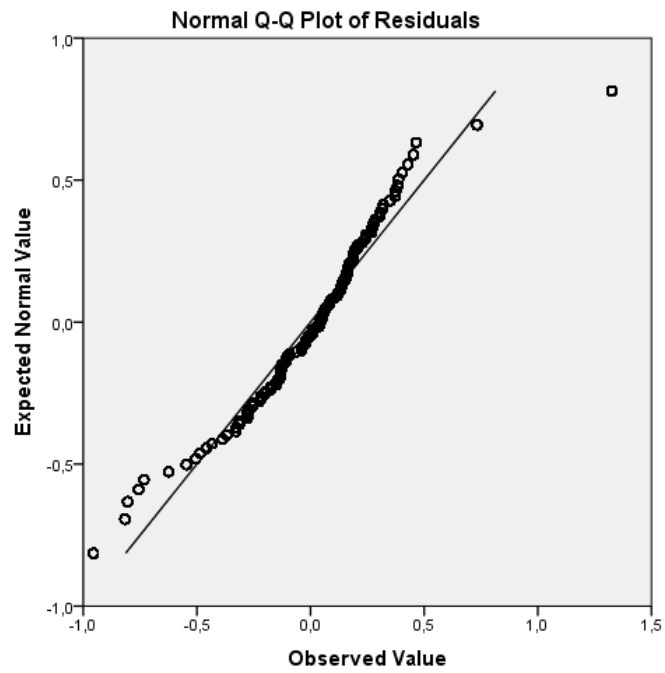


**Normality of residuals by Q-Q Plot to CoT (covariate – SF)**

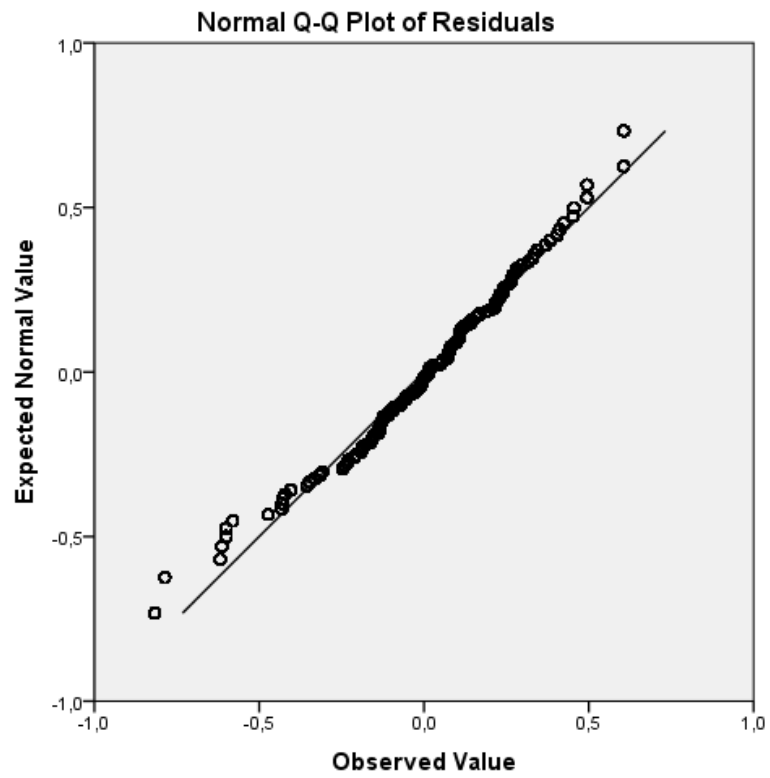




**Normality of residuals by Q-Q Plot to CoT (covariate – CT)**

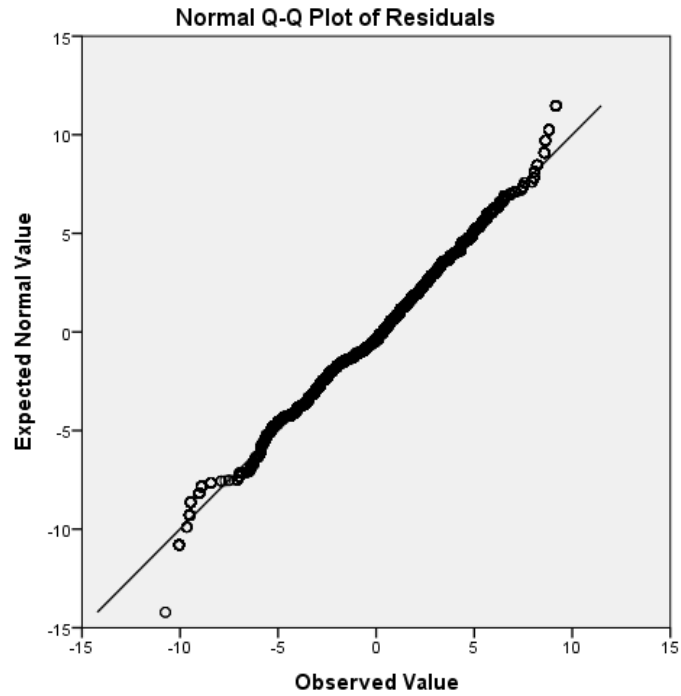


**Normality of residuals by Q-Q Plot to CoT (covariate – SL/SF ratio)**

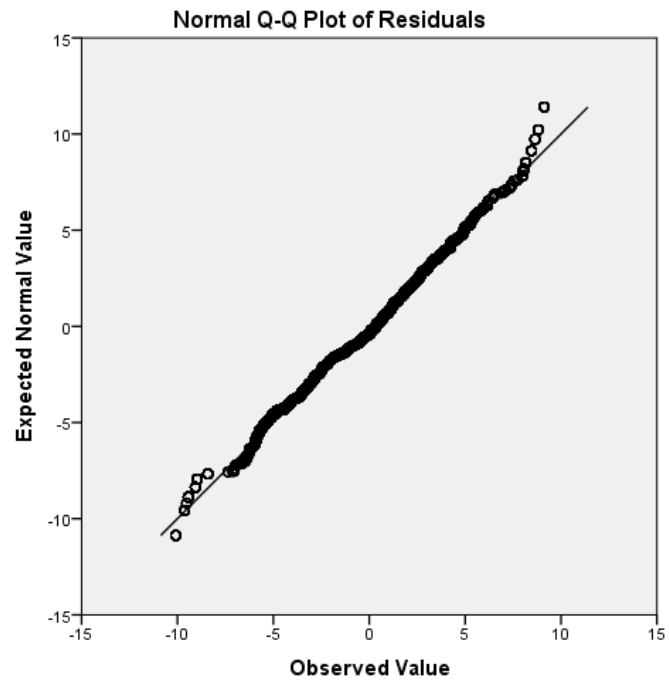


**Normality of residuals by Q-Q Plot to CoT (covariate – Diff (SF-HR))**

## APÊNDICE DO ESTUDO C



Normality of residuals by Q-Q Plot to O<sub>2</sub> pulse (ECG-VL)



Normality of residuals by Q-Q Plot to O<sub>2</sub> pulse (ECG-GM)