



EVIDÊNCIAS CONTRA A COORDENAÇÃO CARDIOLOCOMOTORA DURANTE
A CORRIDA: UMA ABORDAGEM POR COMPARAÇÃO CRUZADA

Lucenildo Silva Cerqueira

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador(es): Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Rio de Janeiro
Outubro de 2016

EVIDÊNCIAS CONTRA A COORDENAÇÃO CARDIOLOCOMOTORADURANTE
A CORRIDA: UMA ABORDAGEM POR COMPARAÇÃO CRUZADA

Lucenildo Silva Cerqueira

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Roger Gomes Tavares de Mello, D.Sc.

Prof. Frederico Caetano Jandre Assis Tavares, D.Sc.

Prof. Marcelo Amorim Savi, D.Sc.

Prof. Pedro Paulo da Silva Soares, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

OUTUBRO DE 2016

Cerqueira, Lucenildo Silva

Evidências contra o Acoplamento Cardiolocomotor Durante a Corrida: uma Abordagem por Comparação Cruzada/ Lucenildo Silva Cerqueira. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

XIV, 128 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 67-70.

1. Acoplamento cardiolocomotor. 2. Ritmo induzido. 3. Avaliação Cruzada. 4. Cadência de corrida. I. Cerqueira, Lucenildo Silva. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a minha família.

AGRADECIMENTOS

Aos meus orientadores, Prof. Jurandir Nadal e Prof. Roger Mello, pela prazerosa orientação, amizade, ensinamentos constantes, apoio pessoal e profissional e inspiração. Desejo que a parceria construída ao longo desses anos seja cada vez mais fortalecida.

Aos professores do Programa de Engenharia Biomédica pelos ensinamentos e disponibilidade durante esses anos de pós-graduação.

Aos funcionários do Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ pela amizade e enorme auxílio na resolução das questões burocráticas, em especial ao Alexandre Augusto Jacobina que é uma inspiração em termos de excelência aos serviços prestados.

A todos os voluntários da pesquisa por fornecer seus dados para a realização desse trabalho.

Aos órgãos de fomento Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

A todos os amigos que trilharam direta ou indiretamente essa trajetória comigo, pelo carinho, compartilhamento, disponibilidade, parceria e ensinamentos.

A toda minha família, especialmente minha mãe Iraci Jesus da Silva Cerqueira, meu pai Manoel Nascimento Feliciano Cerqueira, meu irmão Leandro Cerqueira e minha Isabela Cerqueira pelo amor incondicional, torcida sem fim, dedicação permanente, compreensão nos momentos difíceis, respeito às individualidades e por me dar a certeza que SEMPRE terei em quem confiar e contar. Sou feliz e grato por tê-los em minha vida!

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

EVIDÊNCIAS CONTRA A COORDENAÇÃO CARDIOLOCOMOTORA DURANTE A CORRIDA: UMA ABORDAGEM POR COMPARAÇÃO CRUZADA

Lucenildo Silva Cerqueira

Outubro/2016

Orientadores: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Programa: Engenharia Biomédica

O acoplamento cardiocomotor (CCL) tem sido investigado quando sujeitos correm com frequência de passos próxima à frequência cardíaca (FC). Neste estudo, procurou-se testar a hipótese de inexistência da CCL utilizando o teste *crossover*. Foram realizados três protocolos de exercício. O protocolo #1 forneceu orientação da frequência de passos com auxílio audiovisual de um metrônomo para 10 sujeitos; o protocolo #2 buscou detectar a CCL em situações em que a FC e o ritmo locomotor apresentaram alguma relação proporcional inteira ($n:m$) em nove sujeitos; o protocolo #3 consistiu em exercício com a intensidade de esforço autoseleccionada em sete sujeitos. Todos os participantes eram homens jovens saudáveis que tiveram monitorados o eletromiograma do músculo gastrocnêmio lateral direito e o eletrocardiograma, para a determinação da frequência de passos (FP) e FC, respectivamente. O acoplamento foi investigado com base em sincrogramas de fase e no índice de probabilidade condicional (iPC). Na abordagem de *crossover*, esses testes foram aplicados aos sinais de FC de um sujeito e de FP dos demais. Tanto o sincrograma quanto o iPC apresentaram resultados positivos de acoplamento sempre que a FC correspondia a aproximadamente o dobro da FP, independentemente do *crossover*. Tal achado indica que os métodos investigados são inadequados para assegurar a existência de acoplamento cardiocomotor.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

EVIDENCE AGAINST CARDIOLOCOMOTOR COUPLING DURING RUNNING:
A *CROSSOVER* STRATEGY APPROACH

Lucenildo Silva Cerqueira

October/2016

Advisors: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Department: Biomedical Engineering

This study aimed at testing the hypothesis that positive cardiocomotor coordination measures (CCL) occurs by chance during a running task where the heart rate (HR) is approximated to the step frequency (StepF). Three exercise protocols were done. The protocol #1 provided guidance for StepF with audiovisual metronome to 10 subjects; protocol #2 tried to detect CCL in situations in which heart rhythms and StepF have some proportional ratio ($n:m$) in nine subjects; protocol #3 consisted of exercise with the intensity of the effort self-selected where seven subjects performed adjustments in the intensity of their effort. The electrocardiogram and electromyogram from the right gastrocnemius lateralis muscle were continuously recorded to monitor HR and stride frequency (SF). The occurrence of CCL was investigated by phase synchronograms and the index of conditional probability (iCP). In the *crossover* approach, the HR of one subject was related to the StepF of another one, and comparisons were made combining subjects two by two. Both synchronograms and iCP presented positive results of CCL whenever the FC reached approximately twice SF, independent of the *crossover* test. In conclusion, synchronogram and iCP tools are not appropriate to assure the occurrence of cardiocomotor coordination.

SUMÁRIO

CAPITULO I.....	1
I.1. INTRODUÇÃO	1
I.2 Objetivo Geral.....	4
I.3 Objetivos específicos.....	4
CAPITULO II	5
REVISÃO DE LITERATURA	5
II.1. OSCILADORES	5
II.2. Sistema Cardíaco	7
II.2.1. <i>Variabilidade da Frequência Cardíaca</i>	7
II.2.2. <i>Ação do Coração em Resposta ao Exercício Físico</i>	8
II.3. Sistema Locomotor	9
II.4. Acoplamento Cardiolocomotor	11
CAPITULO III.....	14
FERRAMENTAS EMPREGADAS PARA AVALIAR A COORDENAÇÃO CARDIOLOCOMOTORA	14
III.1. Sincrograma	14
III.2. Método do histograma	14
III.3. Fase Instantânea.....	15
III.4. Diferença de fase generalizada.....	17
III.5. Força da coordenação cardiolocomotora	18
III.6. Índice de probabilidade condicional	19
III.7. Dados <i>Surrogate</i>	20
III.8. Estratégia <i>crossover</i>	22
CAPITULO IV	23
MATERIAIS E MÉTODOS	23
IV.1. Montagem	23
IV.2. Aquisição de Trocas Gasosas Ventilatórias	23
IV.3. Aquisição da Eletromiografia de Superfície	23
IV.4. Aquisição da Eletrocardiografia.....	24
IV.5. Pré-Processamento do sinal da eletromiografia	24
IV.6. Detecção dos instantes de início das passadas	25
IV.7. Detecção dos eventos cardíacos através da eletrocardiografia	26
IV.8. PROTOCOLOS DE EXERCÍCIO FÍSICO	27

IV.8.1. Protocolo #1	27
IV.8.1.1. Protocolo de exercício orientado por estímulo audiovisual e carga constante	27
IV.8.2. Protocolo #2	28
IV.8.2.1 Quando o ritmo cardíaco cruza o ritmo locomotor.....	28
IV.8.3. Protocolo #3	29
IV.8.3.1. Protocolo de exercício com intensidade do esforço auto selecionada	29
IV.9. ANÁLISE ESTATÍSTICA	30
RESULTADOS	31
V.1. Protocolo #1	31
V.1.1. Coordenação cardiocomotora orientado por estímulo audiovisual e carga constante	31
V.1.2 Resposta da frequência cardíaca e índice de probabilidade condicional.....	34
V.1.3. Intervalo entre contrações musculares.....	35
V.1.4. Resultados dos testes <i>crossover</i>	36
V.2. Protocolo #2.....	38
V.2.1. Quando o ritmo cardíaco cruza o ritmo locomotor	38
V.2.2. Análise dos ritmos cardíaco e locomotor.....	39
V.2.3. Resultados do <i>crossover</i> no teste de esforço máximo	43
V.2.4. Resultados do <i>crossover</i> entre os testes de carga constante e o esforço máximo	45
V.3. Protocolo #3.....	46
V.3.1. Coordenação cardiocomotora em um teste com intensidade autoselecionada	46
V.3.1.1. Razão <i>n:m</i> de 2:1 (dois batimentos cardíacos por ciclo locomotor).....	48
V.3.1.2. Razão <i>n:m</i> de 3:2 (três batimentos cardíacos por dois ciclos locomotores). 50	
V.3.1.3. Razão <i>n:m</i> de 5:3 (cinco eventos cardíacos para cada três eventos locomotores).....	52
V.3.2. Resultados dos testes <i>crossover</i> no protocolo com intensidade autoselecionada.....	55
V.3.2.1. Teste <i>crossover</i> usando a razão <i>n:m</i> de 2:1.....	55
V.3.2.2. Teste <i>crossover</i> usando a razão <i>n:m</i> de 3:2.....	56
V.3.2.3. Teste <i>crossover</i> usando a razão <i>n:m</i> de 5:3.....	56
CAPITULO VI.....	58
DISCUSSÃO	58
VI.1. Protocolo #1	59

VI.1.1. Coordenação cardiocomotora orientado por estímulo audiovisual e carga constante	59
VI.2. Protocolo #2	61
VI.2.1. Protocolo de esforço máximo: quando o ritmo cardíaco passa pelo locomotor	61
VI.3. Protocolo #3	62
VI.3.1. Coordenação cardiocomotora em teste com intensidade autoselecionada	62
VI.4. Comentários Finais	63
CAPITULO VII	66
CONCLUSÃO	66
REFERENCIAS VIII	67
ANEXO A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	71
ANEXO B - Coordenação cardiocomotora orientado por estímulo	75
ANEXO C - Testes <i>crossover</i> no protocolo orientado por estímulo audiovisual e carga constante.....	81
ANEXO D - Resultados no teste de esforço máximo	93
ANEXO E - Resultados do <i>crossover</i> no teste de esforço máximo	98
ANEXO F – Resultados no protocolo com intensidade autoselecionada.....	107
ANEXO G - testes <i>crossover</i> no protocolo com intensidade auto selecionada	112
<i>Razão n:m de 2:1 (dois batimentos cardíacos por ciclo locomotor)</i>	112
<i>Razão n:m de 3:2 (três batimentos cardíacos por dois ciclos locomotores)</i>	118
<i>Razão n:m de 5:3 (cinco batimentos cardíacos por três ciclos locomotores)</i>	123

LISTA DE FIGURAS

Figura II.1 – (A) Exemplo de um oscilador autossustentado, o relógio de pêndulo ou pêndulo de Huygens que forma um ângulo α com a normal. (B) O estado do pêndulo pode ser caracterizado por seu ângulo α e sua derivada $\dot{\alpha}$, de modo que a evolução temporal do sistema pode ser descrita no plano de fase $(\alpha, \dot{\alpha})$, onde sua trajetória é atraída para o ciclo limite (curva fechada em negrito do plano de fase que atrai todas as trajetórias de sua vizinhança). (C) Posição do pêndulo na forma de uma série temporal com sua evolução para diferentes condições iniciais (obtido de ROSENBLUM e PIKOVSKY, 2003).

Figura II.2 – Eletrocardiografia (A) e eletromiograma (B) usados no presente estudo com seus respectivos diagramas de espaços de fase (C e D).

Figura II.3 – A) Sinal de EMG em azul e sua envoltória em preto. Os círculos em vermelho mostram os instantes que o sujeito tocou o solo com o pé direito enquanto realizava uma corrida. B) Intervalos entre passadas.

Figura III.1 – Painel superior (A) apresenta o sincrograma de fase. Neste diagrama a duração de cada passada é normalizada entre 0 e 1 e observa-se as ocorrências dos eventos cardíacos em faixas horizontais ao longo do experimento. No painel inferior (B) é apresentado o histograma de fase mostrando a predominância de dois picos. O primeiro pico em aproximadamente 0,2 (eixo das ordenadas) indica que a maioria dos eventos cardíacos ocorreu aproximadamente aos 20% do ciclo da passada, enquanto que o segundo pico em 0,8 indica que os outros eventos cardíacos ocorreram aproximadamente aos 80% da duração dos ciclos de passadas.

Figura III.2 – Eletrocardiograma (A) e sua fase instantânea entre zero e 2π (B). Observe que a cada evento cardíaco a fase aumenta linearmente até o seguinte.

Figura III.3 – Envelope do eletromiograma (EMGenv) (A) e sua fase instantânea aumentando linearmente entre uma atividade muscular e outra (B).

Figura III.4 – Fases do eletrocardiograma (ECG) e eletromiograma (EMG) durante o experimento (A). Diferença de fase generalizada (B). As barras verticais indicam onde a diferença de fase ficou oscilando em torno de um valor aproximadamente constante.

Figura III.5 – Um círculo unitário com N ciclos (círculos verdes) para cada um dos quatro exemplos acima (A-D). (ROSENBLUM e PIKOVSKY, 2003).

Figura III.6 – Representação da atividade cardíaca (A); Representação da atividade locomotora original (B); Representação da atividade locomotora *surrogate*(C).

Figura III.7 – Representação da estratégia *crossover*, onde a atividade cardíaca (A) de um sujeito é relacionada com a atividade locomotora de outro sujeito diferente (B).

Figura IV.1 – Sinal de EMG e seu envelope mostrando os instantes de início e final das ativações musculares. As setas enfatizam os inícios.

Figura IV.2 – Trecho ilustrativo do eletrocardiograma e do limiar considerado para a detecção dos eventos cardíacos. Note-se que o formato atípico do ECG é devido ao

emprego de amplificadores de EMG, com filtro passa-altas de 20 Hz, e ao efeito da filtragem digital passa-baixas em 40 Hz.

Figura IV.4 – Desenho esquemático do protocolo de esforço escalonado, contínuo e máximo.

Figura V.1 - Frequência cardíaca (preto), frequência de passadas original (cinza) e frequência de passadas *surrogate*(cinza) do sujeito #8 (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate*(C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dados originais (preto) e do *surrogate*(D).

Figura V.2 - A) Frequência cardíaca; B) Frequência de passos; C) Índice de probabilidade condicional.

Figura V.3 - Intervalo entre contrações musculares (iCM) de todos os sujeitos e a média destacada em preto; A) original e B) *surrogate*.

Figura V.4 – (A e B) Frequência cardíaca e de passos dos sujeitos #6 e #10, respectivamente, com os respectivos índices de probabilidade condicional (iPC) abaixo; C e D mostra o resultado do teste *crossover*.

Figura V.5 - A) Frequência cardíaca; B) Frequência de passos; C) Índice de probabilidade condicional (iPC). São mostrados os dados de todos os sujeitos juntamente com a respectiva média (em preto).

Figura V.6 – Dados no teste de esforço máximo. Frequência cardíaca (preto), frequência de passadas original (cinza) e frequência de passadas *surrogate*(cinza) (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate*(C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dados originais (preto) e do *surrogate*(D).

Figura V.7 - Resultado do teste *crossover*. A) Frequência cardíaca do sujeito #1 vs. frequência de passos dos sujeitos #2, #3 e #4, respectivamente, com os respectivos índices de probabilidade condicional (iPC) abaixo.

Figura V.8 - A) Frequência cardíaca. B) Frequência de passos. Os dados de todos os sujeitos e a média (em preto) são mostrados.

Figura V.9 - A) Eletrocardiograma (ECG), envelope da eletromiografia (EMGenv), mostram-se também os instantes de contração muscular (círculos vazios) e a ocorrência dos batimentos cardíacos dentro de cada ciclo locomotor.

Figura V.10 – Razão 2:1, frequência cardíaca (preto), frequência de passadas original (cinza) e frequência de passadas *surrogate*(cinza) (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate*(C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dados originais (preto) e do *surrogate*(D).

Figura V.11 – A) Eletrocardiograma (ECG), envelope da eletromiografia (EMGenv), mostra-se também os instantes de contração muscular (círculos vazios) e a ocorrência dos batimentos cardíacos dentro de cada ciclo locomotor. A seta marrom mostra um

único evento cardíaco dentro do primeiro ciclo locomotor tomado como exemplo, as setas azul e verde destacam os dois eventos cardíacos dentro de um mesmo ciclo locomotor. B) mostra o sincrograma de fase indicando em qual percentual do ciclo locomotor o batimento cardíaco ocorreu. As linhas verticais destacam a ocorrência do início e final do ciclo locomotor. As elipses ilustram os três batimentos cardíacos em dois ciclos locomotores para formar o padrão 3:2.

Figura V.12 – Razão 3:2, frequência cardíaca (preto), frequência de passadas original (cinza) e frequência de passadas *surrogate*(cinza) (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate*(C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dados originais (preto) e do *surrogate*(D).

Figura V.13 - A) Eletrocardiograma (ECG), envelope da eletromiografia (EMGenv), também mostra os instantes de contração muscular (círculos vazios) e a ocorrência dos batimentos cardíacos dentro de cada ciclo locomotor. B) mostra o sincrograma de fase indicando em qual percentual do ciclo locomotor o batimento cardíaco ocorreu. As linhas verticais mostram o começo e o final de três ciclos locomotores. As elipses ilustram os cinco batimentos cardíacos em três ciclos locomotores para formar o padrão 5:3.

Figura V.14 – Razão 5:3, frequência cardíaca (preto), frequência de passadas original (cinza) e frequência de passadas *surrogate*(cinza) (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate*(C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dados originais (preto) e do *surrogate*(D).

LISTA DE TABELAS

Tabela V.1 - A média de cada iPC dos dados originais e *surrogate*, frequência cardíaca (FC), frequência de passos (Passos/min) e duração da coordenação cardiolocomotora

Tabela V.2 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos de iPC significativos. Os casos não significativos estão mostrados em negrito

Tabela V.3 - Valores individuais e media \pm (desvio padrão) no teste de esforço máximo, primeiro (LV1) e segundo limiar anaeróbio (LV2)

Tabela V.4 – Valores médios individuais da frequência cardíaca (FC), frequência de passos (Passos/min), iPC original e *surrogate*(iPCs)

Tabela V.5 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos do índice de probabilidade condicional (iPC) significativos

Tabela V.6 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos de iPC significativos.

Tabela V.7 – Médias individuais do iPC original e *surrogate*(iPCs), da frequência cardíaca (FC), frequência de passos (Passos/min), e razão da CCL

Tabela V.8 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos de iPC significativos para uma razão de 2:1 (dois batimentos cardíacos por ciclo locomotor)

Tabela V.9 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos de iPC significativos para uma razão de 3:2 (três batimentos cardíacos para dois ciclos locomotores)

Tabela V.10 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos de iPC significativos para uma razão de 5:3 (cinco batimentos cardíacos para três ciclos locomotores)

CAPITULO I

I.1. INTRODUÇÃO

Osciladores biológicos são encontrados em diversos sistemas vivos e com diferentes níveis de complexidade (GLASS, 2000; BAHRAMINASAB *et al.*, 2010). Sinais oscilatórios do sistema cardiovascular foram analisados durante várias décadas por conter informação clínica relevante (BAHRAMINASAB *et al.*, 2010). Alguns estudos levantaram a hipótese de que a atividade muscular do sistema locomotor pode gerar alguma influência na atividade cardíaca, antecipando ou atrasando o evento cardíaco, por alguma interação entre esses dois sistemas (KIRBY *et al.*, 1992; NIIZEKI *et al.*, 1993; NOMURA *et al.*, 2001). Esses estudos sobre a sincronização entre a frequência cardíaca (FC) e a frequência de passadas (FP) definem esta sincronização como coordenação cardiocomotora (CCL) (NOMURA *et al.*, 2001; NOMURA *et al.*, 2006). Usualmente, a CCL é avaliada por meio de inspeção visual do sincrograma de fase com o objetivo de encontrar estruturas horizontais que indicam a incidência de eventos cardíacos dentro de um ciclo locomotor (NOMURA *et al.*, 2001). Geralmente ocorrem de 1 a 4 batimentos cardíacos por ciclo de passada durante uma corrida. Entretanto, não se sabe se a CCL ocorre por mero acaso ou devido à existência de algum sistema modulador que obriga os dois sistemas a atuarem em fase.

Por outro lado, determinar se a CCL ocorre por acaso ou se os dois ritmos são sincronizados devido à existência de alguma interação entre eles é uma tarefa complexa. Usualmente, os estudos buscam descartar o risco de sincronização casual empregando métodos estatísticos (PALUS e HOYER 1998; NOMURA *et al.*, 2001; NOMURA *et al.*, 2006). A técnica mais usada é a dos dados substitutos ou *surrogate* (NOMURA *et al.*, 2001), que consiste em permutar aleatoriamente a sequência de dados originais. Se a CCL ocorre por mero acaso, os resultados obtidos com os dados substitutos devem ter

as mesmas características dos dados originais (PALUS e HOYER 1998; NOMURA *et al.*, 2006).

Além disso, a força do acoplamento pode ser mensurada através de um índice numérico conhecido como índice de probabilidade condicional (iPC), que faz a detecção do bloqueio de fase de dados não estacionários (TASS *et al.*, 1998; NOMURA *et al.*, 2001). O iPC é igual a um quando existe perfeita coordenação cardiocomotora e zero quando não existe (TASS *et al.*, 1998; NOMURA *et al.*, 2001).

Os pesquisadores que argumentam a favor da CCL justificaram que os repetidos estímulos do ritmo da contração muscular durante o exercício podem causar a coordenação entre os batimentos cardíacos e a atividade locomotora (NOMURA *et al.*, 2003; NIIZEKI, 2005). A ritmicidade das contrações musculares pode fazer com que o sangue seja bombeado para o miocárdio em instantes que tornaria esse processo mais eficiente (MURATA *et al.*, 2004). Existe ainda a hipótese da modulação do controle cardíaco por algum circuito neural proveniente do sistema nervoso periférico. Neste caso, a ação do sistema locomotor poderia gerar uma importante aferência que afetaria o ritmo cardíaco (MURATA *et al.*, 2004; NIIZEKI 2005; NOMURA *et al.*, 2001; 2003; 2006). Uma informação aferente proveniente do músculo esquelético através dos feixes nervosos dos grupos III/IV pode afetar o centro cardiovascular e, com isso, afetar a fase do ciclo cardíaco (NOMURA *et al.*, 2001; MURATA *et al.*, 2004; AMANN *et al.*, 2011). Dessa forma, especula-se que o ritmo de contração muscular pode arrastar o ritmo cardíaco por alguma interação elétrica, neuroquímica ou até mesmo mecânica, gerando um aprimoramento do desempenho cardiovascular durante o esforço (O'ROURKE e AVOLIO, 1992; KIRBY *et al.*, 1989; TAKEUCHI *et al.*, 2014).

Estudos consideraram a existência de CCL em diversos níveis. Por exemplo, KIRBY *et al.* (1989) aceitaram somente quando os batimentos cardíacos apresentaram

uma variabilidade de aproximadamente 1% dentro do ciclo locomotor, enquanto NIIZEKI (1993) aceitou 10% de variabilidade. Contudo, estes estudos não abordaram a questão da influência do protocolo de exercício sobre o aparecimento da CCL como consequência da aproximação das frequências de cada sistema.

O protocolo de exercício utilizado pode ter apresentado grande influência nos resultados dos estudos anteriores (NOMURA *et al.*, 2001; NOMURA *et al.*, 2003; NOMURA *et al.*, 2006) porque pode ter forçado o aparecimento da CCL de forma artificial. De maneira geral, estes estudos mantiveram a FP em aproximadamente 150 passos/min enquanto a FC foi gradativamente aumentada de 120 até 150 batimentos por min (bpm). Dessa forma, foi mostrada uma possível CCL durante a corrida (NOMURA *et al.*, 2001; NOMURA *et al.*, 2003; NOMURA *et al.*, 2006). Os autores concluíram que usando a técnica do *surrogate*, juntamente com o iPC, foi possível rejeitar a hipótese de que o CCL ocorreu de maneira casual.

Para tentar evitar o problema de aparecimento forçado ou casual da CCL, Kirby *et al.* (1992) utilizaram o teste *crossover*, em que os dados da FC de um sujeito, durante o exercício de pular cordas, são comparados com os dados do ritmo locomotor de outro indivíduo pareado por peso e estatura, e vice-versa. O estudo não encontrou nenhuma evidência de CCL. Usando a abordagem do teste *crossover*, espera-se não observar um alto iPC, nem a existência de estruturas horizontais bem definidas usando a técnica do sincrograma de fase.

I.2 Objetivo Geral

A proposta deste estudo foi verificar a ocorrência da CCL durante diferentes protocolos de corrida. Para descartar a eventual detecção de CCL pela simples aproximação dos ritmos cardíaco e locomotor forçada pelo protocolo experimental, o teste de avaliação cruzada entre sujeitos será empregado.

I.3 Objetivos específicos

- 1) Verificar se o ritmo locomotor durante a corrida quando orientado por estímulo audiovisual afeta o ritmo cardíaco.
- 2) Mostrar que quando um o ritmo cardíaco passa pelo ritmo locomotor existe a coordenação cardiocomotora.
- 3) Verificar se quando o sujeito corre sem realimentação do ritmo de locomotor existe diferente padrões de coordenação cardiocomotora.

CAPITULO II

REVISÃO DE LITERATURA

II.1.OSCILADORES

Historicamente, Christiaan Huygens (1629-1695) foi o primeiro cientista que observou e descreveu o fenômeno da sincronização em dois relógios de pêndulo presos a um suporte em comum. Os relógios tinham suas oscilações coincidindo perfeitamente e os pêndulos moviam-se sempre em direções opostas (ROSENBLUM e PIKOVSKY, 2003).

No estudo de fenômenos sincrônicos o conceito de ciclo limite é extremamente importante. Em casos periódicos ou quase periódicos, a trajetória é fechada, isto é, passa por um ponto de referência ao completar um ciclo do fenômeno em estudo e esta curva traçada é denominada atratora. Os ciclos limites são fenômenos inerentemente não lineares, oscilações autossustentadas e isoladas cujas trajetórias vizinhas não são fechadas (Figura II.1B). A Figura II.1C mostra a série temporal da posição do pêndulo para diferentes condições iniciais (ROSENBLUM e PIKOVSKY, 2003).

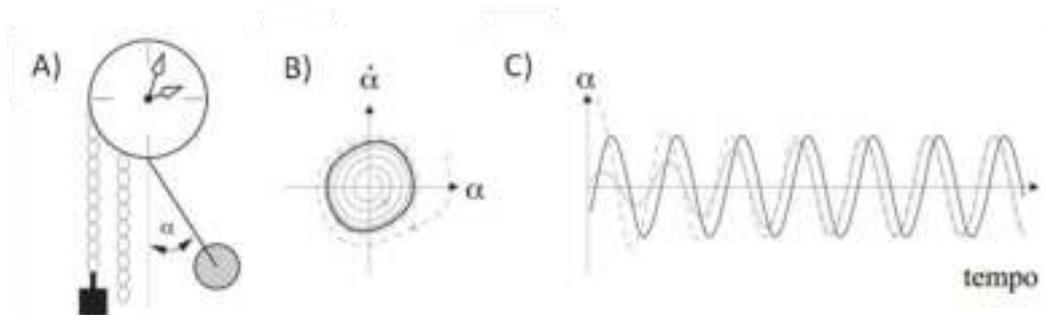


Figura II.1 – (A) Exemplo de um oscilador autossustentado, o relógio de pêndulo ou pêndulo de Huygens que forma um ângulo α com a normal. (B) O estado do pêndulo pode ser caracterizado por seu ângulo α e sua derivada $\dot{\alpha}$, de modo que a evolução temporal do sistema pode ser descrita no plano de fase $(\alpha, \dot{\alpha})$, onde sua trajetória é atraída para o ciclo limite (curva fechada em negrito do plano de fase que atrai todas as trajetórias de sua vizinhança). (C) Posição do pêndulo na forma de uma série temporal com sua evolução para diferentes condições iniciais (obtido de ROSENBLUM e PIKOVSKY, 2003).

Ciclos limites estáveis são muito importantes porque podem auxiliar na modelagem de sistemas que apresentam oscilações autossustentadas e estes sistemas oscilam sem a necessidade de uma força externa. Por exemplo, os ritmos cardíaco e locomotor apresentam oscilações autônomas descritas pela dinâmica interna, não exigindo condução por forças externas (ROSENBLUM e PIKOVSKY, 2003). Segundo RZECZINSKI *et al.*(2002), do ponto de vista da teoria oscilatória, o sistema cardiovascular pode ser tratado como um oscilador autossustentado no qual a frequência básica é a média da frequência cardíaca e a cadência de passadas pode ser tratada como uma força externa forçante. Sendo assim, a ideia do ciclo limite também pode ser aplicada em sinais biológicos como o ECG (Figura II.2A e II.2C) e a envoltória do eletromiograma como representante do sistema locomotor (Figura II.2B e II.2D).

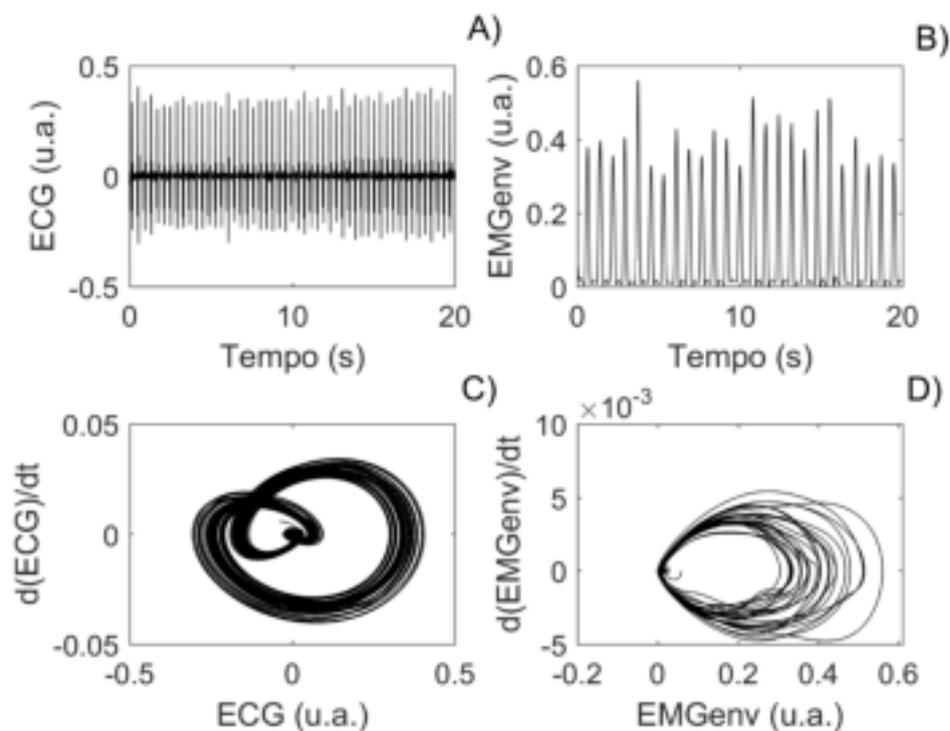


Figura II.2 – Eletrocardiografia (A) e eletromiograma (B) usados no presente estudo com seus respectivos diagramas de espaços de fase (C e D).

De acordo com essa teoria, a frequência média de um oscilador autossustentado pode mudar sempre que uma força externa é aplicada, independentemente de haver ou

não a sincronização. No entanto, a sincronização preserva uma razão constante entre a frequência forçante e sua resposta, enquanto a frequência forçante ou os parâmetros do sistema são variados.

Assim, para prever o efeito da frequência forçante, é preciso conhecer em detalhes a forma como o sistema cardíaco responde a uma mudança dos parâmetros da cadência de passadas. A alteração da forçante pode ocorrer por meio de um ritmo de corrida sincronizado com um sinal externo, realizando uma frequência de passadas instantânea causada pelo exercício físico (ROSENBLUM e PIKOVSKY, 2003).

II.2.Sistema Cardíaco

II.2.1.Variabilidade da Frequência Cardíaca

O ritmo cardíaco é regulado de acordo com as necessidades metabólicas e teciduais momentâneas do organismo (TASK FORCE *et al.*, 1996; GARCIA *et al.*, 2013). O miocárdio possui um sistema de produção e condução de estímulos elétricos constituído por fibras cardíacas especializadas, as quais dão origem às contrações sincrônicas e rítmicas do músculo cardíaco. As fibras cardíacas disparam conforme a atuação simpática e parassimpática (vagal) do sistema nervoso autonômico para regular o ritmo dos batimentos cardíacos (TASK FORCE *et al.*, 1996).

O estímulo vagal é dado pela liberação de acetilcolina pelas terminações nervosas, diminuindo assim a frequência de excitação do nódulo sinoatrial e da excitabilidade das fibras atrioventriculares (SAUL, 1990; SILVA, 2009). Este processo torna mais lenta a transmissão do impulso elétrico para os ventrículos. Por outro lado, o estímulo simpático se dá pela liberação de noradrenalina, gerando o aumento da frequência de disparo do nódulo sinoatrial, da velocidade de condução e da força de contração do miocárdio. Assim, o controle neural simpático da frequência cardíaca

sobre o nódulo sinoatrial é caracterizado por uma resposta lenta e prolongada, enquanto que a atividade vagal é caracterizada por uma resposta rápida, de curta duração e oposta à simpática (SAUL, 1990; SILVA, 2009).

Dessa maneira, como as mudanças da frequência cardíaca podem ser mediadas pelo SNA, sua quantificação pode refletir informações a respeito da modulação autonômica cardíaca (GARCIA *et al.*, 2013). Assim, a variabilidade da frequência cardíaca (VFC), definida como a variação que ocorre entre os sucessivos batimentos cardíacos e de origem sinoatrial, é utilizada como uma variável de medição não-invasiva para estudar a modulação autonômica sobre o nódulo sinoatrial (GARCIA *et al.*, 2013).

II.2.2. *Ação do Coração em Resposta ao Exercício Físico*

As modulações iniciais da frequência cardíaca em resposta ao aumento da intensidade do exercício físico ocorrem devido à retirada do tônus vagal, inicialmente, e aumento da atividade adrenérgica atuante sobre o miocárdio (ARENA *et al.*, 2002). Isto ocorre conforme a intensidade do exercício físico vai sendo elevada e existe a necessidade de aumentar a vazão de sangue bombeada pelo miocárdio, o que é chamado de débito cardíaco (ARENA *et al.*, 2002). Este efeito ocorre como resultado do aumento do volume sistólico e da frequência cardíaca e, de acordo com o mecanismo de Frank-Starling ou Lei do Coração (ÅSTRAND *et al.*, 2006), a ação bombadora do miocárdio é determinada pelo volume diastólico final (quantidade de sangue em cada batimento cardíaco).

À medida que o retorno venoso é aumentado, a força de contração do miocárdio eleva-se através da maior distensão das fibras musculares dos átrios e ventrículos. O alongamento das fibras musculares cardíacas eleva a força de contração do miocárdio e

acarreta uma maior quantidade de sangue bombeada por batimento cardíaco (ÅSTRAND *et al.*, 2006).

Além disso, a atividade simpática também é elevada com o incremento da intensidade do esforço físico. A ação simpática tem como resultado geral a vasoconstrição do leito vascular para desviar o fluxo sanguíneo para os tecidos ativos (ÅSTRAND *et al.*, 2006). Entretanto, à medida que ocorre o incremento da intensidade do exercício físico aumenta-se a presença de vasodilatadores locais como o lactato, óxido nítrico, adenosina, gás carbônico, potássio, entre outros. A presença desses vasodilatadores locais reduz a influência da atividade simpática e permite a passagem do sangue para as áreas ativas. Normalmente, a existência de grandes massas musculares envolvidas reduz substancialmente a resistência total periférica e reflete uma menor pressão arterial sistólica (ÅSTRAND *et al.*, 2006).

Durante a corrida o retorno venoso sofre grande influência da ação bombeadora da musculatura dos membros inferiores que passam a aumentar o volume bombeado. Este efeito seria o principal ponto de partida para as investigações do acoplamento cardiocomotor (ÅSTRAND *et al.*, 2006).

II.3. Sistema Locomotor

A locomoção humana envolve a integração de entradas sensoriais a partir de uma variedade de mecanismos centrais (que ocorrem, por exemplo, no córtex motor, cerebelo e medula espinal) e periféricos, por exemplo, músculo, quimiorreceptores e receptores osteomioarticulares (HAUSDORFF *et al.*, 1996; CAPPELLINI *et al.*, 2006). A coordenação apropriada e o controle da locomoção humana exploram a capacidade do sistema nervoso central e do musculoesquelético para a produção de um padrão de movimento estável e bem organizado, objetivando a economia de energia enquanto o indivíduo realiza uma caminhada ou corrida (HUNTER e SMITH, 2007). Contudo,

existe um baixo nível de variabilidade na marcha associada a cada passo e/ou passada decorrente da interação com o meio ambiente e com as forças que atuam para gerar o movimento. Com isso, a frequência de passadas (FP) não ocorre em um ritmo constante por causa de complexas interações entre os diversos sistemas do corpo que a modula (HUNTER e SMITH, 2007).

A variabilidade da FP, tanto na caminhada quanto na corrida, foi considerada durante algum tempo como um processo de ruído branco sem informação importante (HAUSDORFF *et al.*, 1996). Dessa forma, qualquer flutuação na FP era considerada independente de todas as outras flutuações prévias. A FP de uma pessoa saudável apresenta flutuações complexas de origem ainda desconhecida. Algumas hipóteses para tentar explicar essas flutuações apontam, entre outras causas, para um desequilíbrio das forças de manutenção da postura bípede enquanto o movimento de locomoção é realizado (HAUSDORFF *et al.*, 1996). Neste caso, as flutuações ocorrem devido a um desequilíbrio da força muscular e da força gravitacional que mantêm a pessoa no solo na posição vertical (McDERMOTT *et al.*, 2003).

As flutuações da FP são denominadas variabilidade da FP, a qual é medida como a variação dos intervalos entre as passadas (KARAMANIDIS *et al.*, 2004). Alterações importantes da VFP podem apresentar maiores influências no sistema cardíaco, afetando, por exemplo, a regulação autonômica (MESTE *et al.*, 2009). Dessa forma, é possível que a FP cause o acoplamento cardiocomotor.

A eletromiografia (EMG) é uma das ferramentas mais usadas para medir o intervalo entre passadas e também pode mensurar a variabilidade da marcha humana, tanto na corrida quanto na caminhada (Figura II.4).

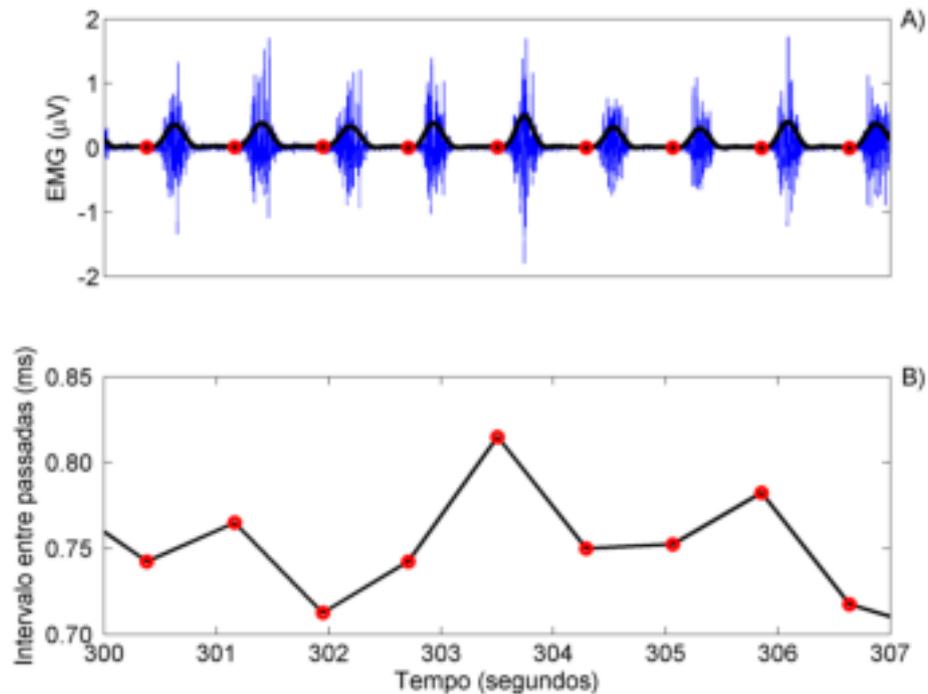


Figura II.3 – A) Sinal de EMG em azul e sua envoltória em preto. Os círculos em vermelho mostram os instantes que o sujeito tocou o solo com o pé direito enquanto realizava uma corrida. B) Intervalos entre passadas.

Na Figura II.3 é possível observar que as passadas possuem durações diferentes. Então, a variabilidade da frequência de passadas reflete suas flutuações.

II.4. Acoplamento Cardiolocomotor

Alguns estudos sugerem que o ritmo de contração muscular pode estimular importantes mudanças nas funções cardíacas via comandos aferentes (KIRBY *et al.*, 1989; NIIZEKI 2005). Entre as variáveis mais afetadas estão o intervalo entre os batimentos cardíacos, a pré-carga e o volume sistólico em diferentes instantes do ciclo cardíaco (NOMURA *et al.*, 2006).

O ritmo de contração muscular durante o exercício físico parece levar à sincronização em fase entre o sistema cardiovascular e o locomotor. O acoplamento entre a atividade cardíaca e a locomotora é definido como coordenação cardiolocomotora, acoplamento cardiolocomotor ou sincronismo cardiolocomotor (KIRBY

et al., 1989). É provável que as atividades destes diferentes órgãos sejam levadas a oscilarem de forma coincidente (SHIBATA *et al.*, 2006).

Uma hipótese do presente estudo é que sujeitos treinados em exercícios cíclicos, como por exemplo corrida, ciclismo e remo, são mais aptos para acoplar os diferentes ritmos biológicos. Nesse caso, o exercício físico cíclico pode atuar como uma força externa periódica forçante que leva à coordenação cardiocomotora (ROSENBLUM *et al.*, 1996). Com isso, espera-se que o movimento dos membros inferiores possa gerar realimentações a partir dos mecanorreceptores (NOMURA *et al.*, 2003) e estimular um padrão rítmico do sistema nervoso autonômico com conseqüente acoplamento entre o sistema cardíaco e o sistema locomotor. A importância fisiológica imediata do acoplamento entre os diferentes sistemas sugere o aumento da eficiência em uma situação de estresse (KIRBY *et al.*, 1992).

NOMURA *et al.* (2003) mostraram que durante a corrida ocorreram períodos de acoplamento mais longos comparando ao ciclismo, onde esse comportamento foi mais intermitente. Ao considerar que o acoplamento pode ser intermitente ao longo de um protocolo contínuo, pode-se pensar que o grau de condicionamento favorece uma continuidade do acoplamento durante um teste numa determinada intensidade de esforço.

O acoplamento entre as flutuações espontâneas dos ciclos cardíacos e locomotores possui informações ainda não elucidadas sobre a regulação desses sistemas. Também não é conhecido se a sincronização entre os diferentes sistemas biológicos ocorre como conseqüência de algum acoplamento funcional ou de forma acidental (NIIZEKI *et al.*, 1993). O acoplamento cardiocomotor não seria necessariamente o resultado de interações fisiológicas, uma vez que parece possível ocorrer uma sincronização casual

quando as frequências de dois ritmos independentes aproximam-se (NOMURA *et al.*, 2003; NOMURA *et al.*, 2006).

Uma situação experimental própria para o entendimento do fenômeno pode ocorrer através de exercícios cíclicos contínuos como a corrida ou ciclismo. Estes seriam um forte estímulo mestre para uma interação com os ritmos biológicos, sincronizando-os. Em princípio, o sincronismo entre os diferentes sistemas parece ocorrer porque o circuito do sistema nervoso central que modula a atividade do marcapasso cardíaco depende da afinidade com a contração muscular durante o ciclo cardíaco (KIRBY *et al.*, 1989; KIRBY *et al.*, 1992).

CAPITULO III

FERRAMENTAS EMPREGADAS PARA AVALIAR A COORDENAÇÃO CARDIOLOCOMOTORA

III.1. Sincrograma

O sincrograma consiste em delimitar os ciclos locomotores de um dos membros inferiores e a partir de seus inícios, determinar os instantes de ocorrência dos batimentos cardíacos situados dentro do ciclo locomotor, os quais são exibidos consecutivamente em um diagrama. Neste trabalho, o início do ciclo locomotor é definido como a ativação mioelétrica do gastrocnêmio lateral direito ou através do pico de acelerometria (T_l). O período (t_r) em que a k -ésima onda R do ECG ocorre em um é medido a partir do início de cada T_l . A fase relativa ($\phi_{r,l}$) do k -ésimo batimento cardíaco no ciclo da marcha é calculada como (NOMURA *et al.*, 2001):

$$\phi_{r,l} = \frac{t_r}{T_l} \times 100 \quad (2)$$

onde r e l são inteiros. Os valores de fase relativa são analisados graficamente exibindo-se em cada linha vertical consecutiva as fases relacionadas ao mesmo ciclo locomotor. A sincronização de fase é caracterizada pela formação de linhas aproximadamente horizontais ao longo do exercício (Figura III.1A), enquanto a ausência de sincronismo caracteriza-se por uma distribuição uniforme da fase dos batimentos cardíacos (NOMURA *et al.*, 2001).

III.2. Método do histograma

A abordagem através do histograma consiste em observar a presença de picos que caracterizam modas dos eventos cardíacos, o que assinala o acoplamento. O método do histograma (Figura III.1B) pode ser usado para quantificar a distribuição dos batimentos

cardíacos dentro do ciclo locomotor. A redução da resolução temporal é sua principal desvantagem (NOMURA *et al.*, 2001).

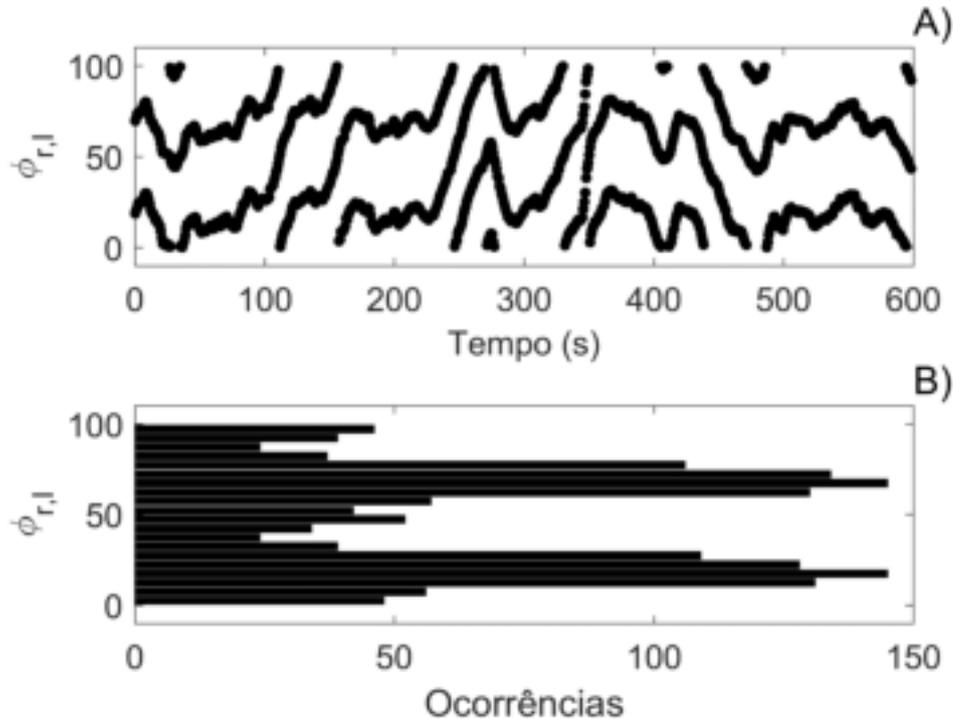


Figura III.1 – Painel superior (A) apresenta o sincrograma de fase. Neste diagrama a duração de cada passada é normalizada entre 0 e 1 e observa-se as ocorrências dos eventos cardíacos em faixas horizontais ao longo do experimento. No painel inferior (B) é apresentado o histograma de fase mostrando a predominância de dois picos. O primeiro pico em aproximadamente 0,2 (eixo das ordenadas) indica que a maioria dos eventos cardíacos ocorreu aproximadamente aos 20% do ciclo da passada, enquanto que o segundo pico em 0,8 indica que os outros eventos cardíacos ocorreram aproximadamente aos 80% da duração dos ciclos de passadas.

III.3. Fase Instantânea

Para obter a fase relativa de cada sinal, cada onda R do ECG e o início de cada atividade muscular são marcados como equivalentes ao começo de um ciclo oscilatório completo. Dentro de cada ciclo oscilatório, a fase instantânea é definida como (SCHÄFER *et al.*, 1998):

$$\phi_p(t) = 2\pi \times \frac{t - t_k}{t_{k+1} - t_k}, t_k \leq t < t_{k+1} \quad (1)$$

onde $\phi_{RR}(t)$ é a fase instantânea dos eventos cardíacos em t segundos ($\phi_{FP}(t)$ para os ciclos da corrida), t_k é o tempo do k -ésimo evento (SCHÄFER *et al.*, 1998). A fase de ambos os sinais aumenta monotonicamente por partes de forma linear. As Figura III.2 e III.3 ilustram uma janela de ECG e de EMG com os respectivos ciclos e fases.

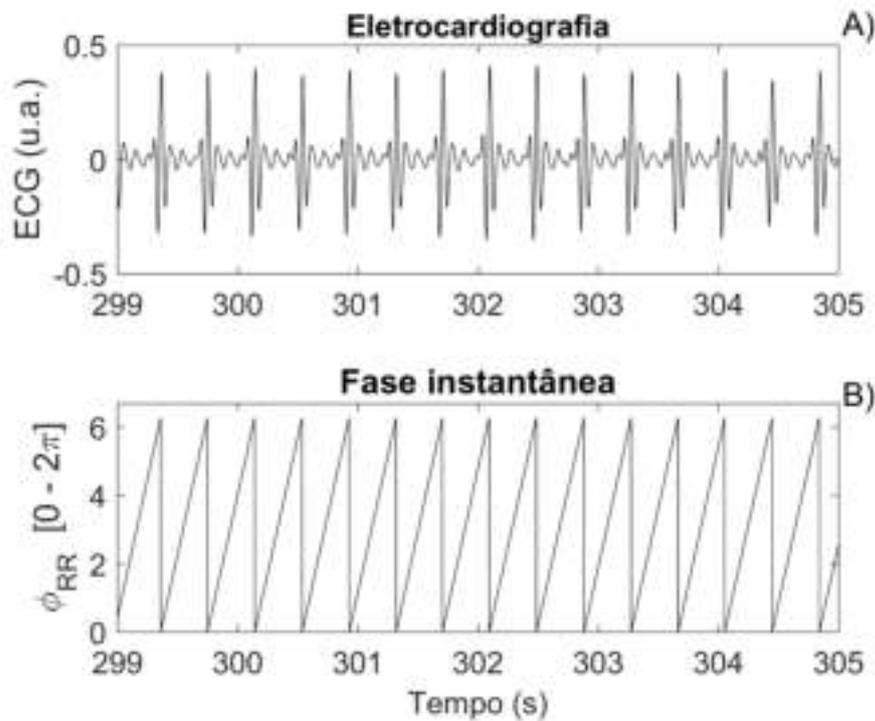


Figura III.2 – Eletrocardiograma (A) e sua fase instantânea entre zero e 2π (B). Observe que a cada evento cardíaco a fase aumenta linearmente até o seguinte.

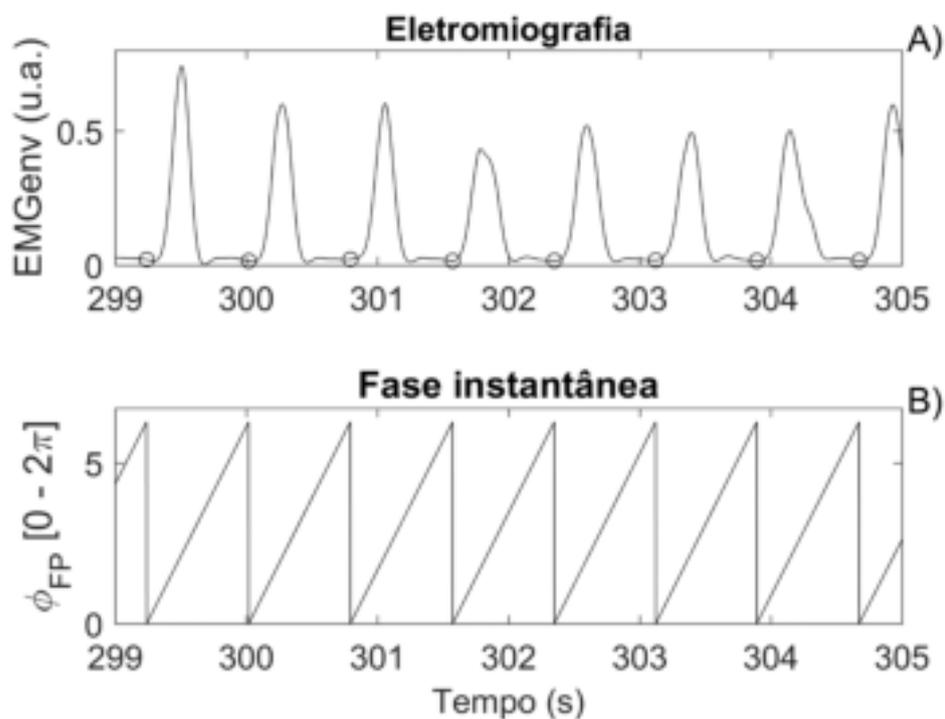


Figura III.3 – Envelope do eletromiograma (EMGenv) (A) e sua fase instantânea aumentando linearmente entre uma atividade muscular e outra (B).

III.4. Diferença de fase generalizada

Previamente à obtenção da diferença de fase generalizada, cada fase instantânea passou pela relação modular dada por:

$$\psi_{RR}(t) = \phi_{RR}(t) \text{ mod } 2 \quad (2)$$

obtiveram-se duas linhas retas e a sincronização dos dois osciladores pode ser entendida como diferença de fase generalizada dada por:

$$\varphi_{n,m}(t) = n\psi_{RR}(t) - m\psi_{FP}(t) = \text{const} \quad (3)$$

Em tais casos, a razão $n:m$ do acoplamento de fase é manifestada em torno de um platô em $\varphi_{n,m}(t)$ (ROSENBLUM e PIKOVSKY, 2003). No presente trabalho foi considerado como sendo dois eventos cardíacos para um ciclo locomotor (razão 2:1). Estes conceitos estão ilustrados na Figura III.4.

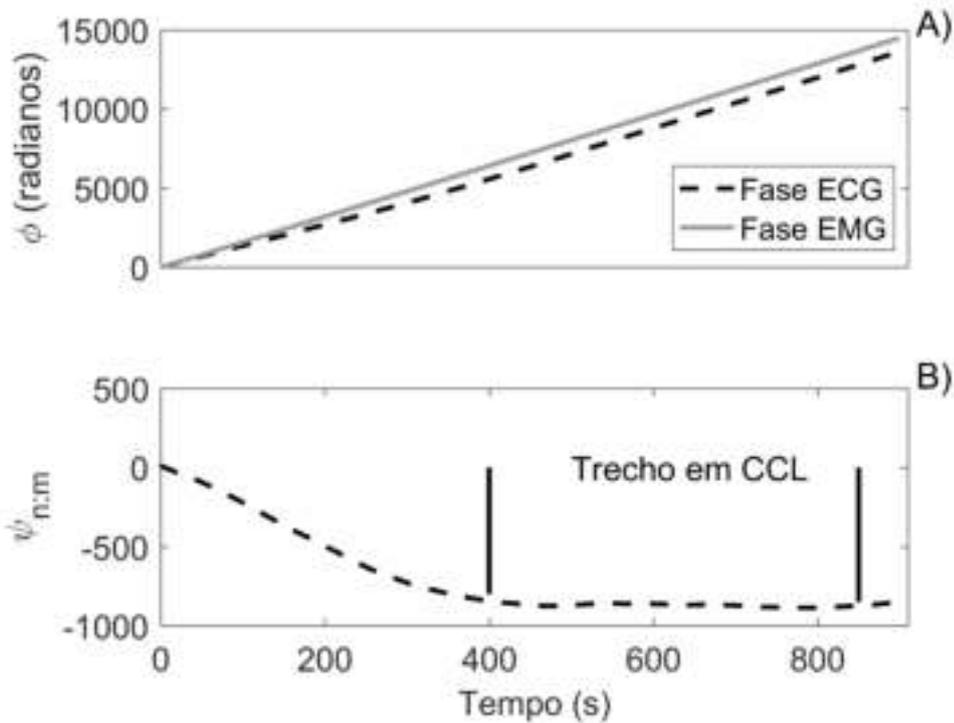


Figura III.4 – Fases do eletrocardiograma (ECG) e eletromiograma (EMG) durante o experimento (A). Diferença de fase generalizada (B). As barras verticais indicam onde a diferença de fase ficou oscilando em torno de um valor aproximadamente constante.

III.5. Força da coordenação cardiocomotora

O grau de sincronismo de um conjunto de osciladores é uma medida do comportamento coletivo dos mesmos e pode ser visto pelo diagrama de fasores (Figura III.5). A fase generalizada é dividida em trechos que são representados por círculos neste diagrama e se os fasores de todos os círculos estão exatamente juntos ao redor do círculo unitário, os osciladores estão completamente sincronizados, o fasor resultante tem módulo unitário que corresponde ao valor do índice de probabilidade estatística (força da CCL, r na Figura A). Há também diferentes graus de sincronia quando os círculos estão ao redor do círculo unitário e, conseqüentemente, com as fases diversas (Figura B-C). Em contraste, os osciladores podem ser completamente assíncronos, significando que suas fases estão completamente espalhadas em torno do círculo unitário (Figura D) (ROSENBLUM e PIKOVSKY, 2003).

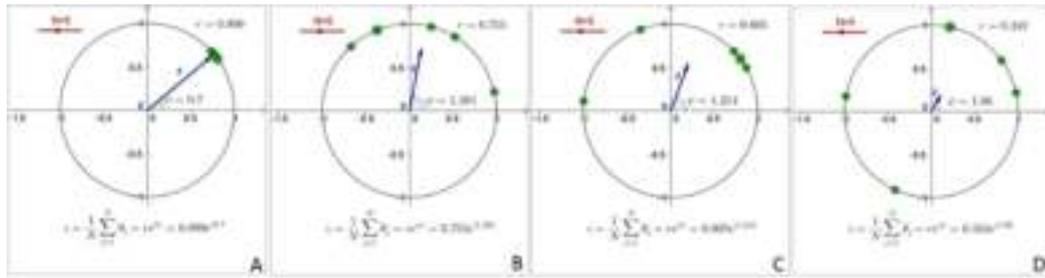


Figura III.5 – Um círculo unitário com N ciclos (círculos verdes) para cada um dos quatro exemplos acima (A-D). (ROSENBLUM e PIKOVSKY, 2003).

Pode-se então usar uma medida para graduar o nível de sincronismo de uma coleção de osciladores por meio dos seus fasores. O sincronismo entre os diferentes ritmos biológicos tem sido mensurado estatisticamente por meio do índice de probabilidade condicional (TASS *et al.*, 1998), entropia de Shannon (TASS *et al.*, 1998) e o histograma obtido por meio do sincrograma (VEJMEJKA *et al.*, 2009).

III.6. Índice de probabilidade condicional

Um índice baseado na probabilidade condicional (iPC) mensura a força da CCL usando $\varphi_{n,m}$ (TASS *et al.*, 1998; STEFANOVSKA *et al.*, 2000). Considerando o trabalho de NOMURA *et al.* (2001), $n = 2$ para FC e $m = 1$ para FP, conforme protocolo de corrida. O ritmo cardíaco é considerado como o oscilador mais rápido, o sinal de $\varphi_{2,1}(t)$ dividido em classes com duração de 3 s (no presente trabalho foram gerados 3000 pontos para cada trecho) e cada valor de iPC é obtido como (TASS *et al.*, 1998):

$$iPC(t) = \frac{1}{3000} \left| \sum_{L=1}^{3000} e^{i\varphi_{2,1}(t_L)} \right|$$

Uma fase completamente sincronizada ou não sincronizada corresponde ao iPC igual a 1 ou 0, respectivamente (TASS *et al.*, 1998).

III.7. Dados *Surrogate*

A técnica do *surrogate* é usada para quebrar a ligação temporal existente entre os fenômenos em estudo. No presente estudo, a literatura sugere que o ritmo de contração muscular pode modular a atividade cardíaca (PALUS e HOYER 1998; NOMURA *et al.*, 2001, 2003, 2006), então, o *surrogate* foi aplicado somente aos instantes de atividade mioelétrica.

A seguir é ilustrado o método do *surrogate* considerando os instantes de acontecimentos dos eventos cardíacos (R_n) e locomotores (L_n). Na Figura III.6, cada onda R (R_1, R_2, R_3) e início de um ciclo locomotor (L_1, L_2, L_3) é marcado como equivalente a um ciclo oscilatório completo com 2π de incremento (Figura III.6). Em seguida, os dados do ciclo locomotor são transformados em dados *surrogate* (Figura III.6C) e a onda R permanece. Por exemplo, os instantes de ocorrência das ondas R permanece com a ordem original (R_1, R_2, R_3), enquanto a ordem dos eventos locomotores é aleatorizada (L_2, L_1, L_3).

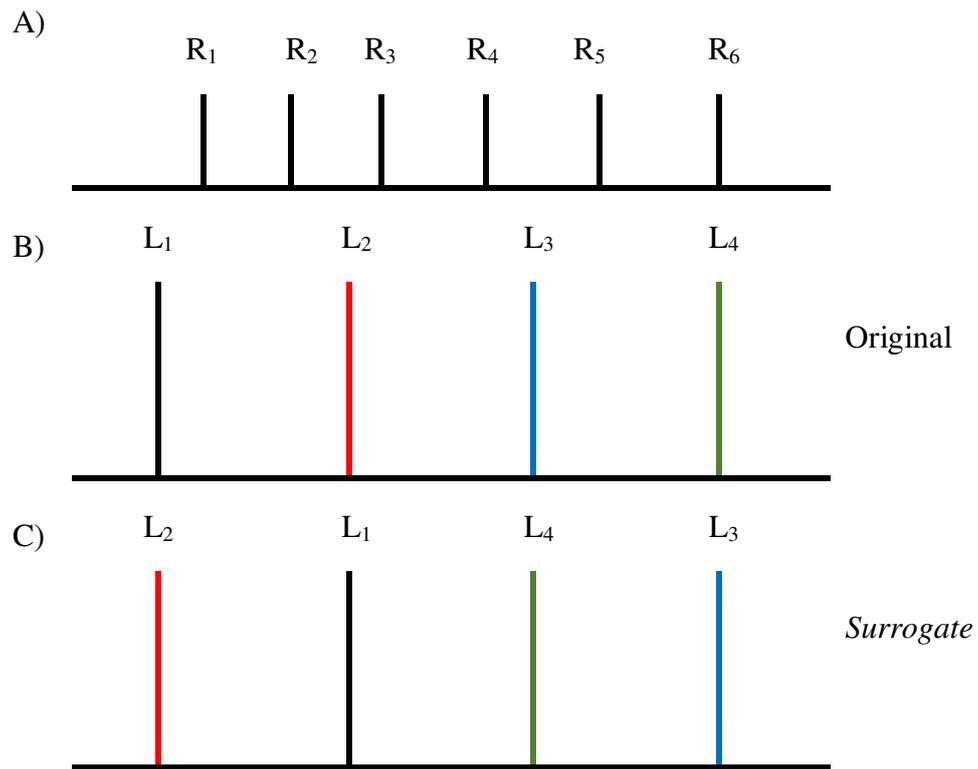


Figura III.6 –Representação da atividade cardíaca(A); Representação da atividade locomotora original (B); Representação da atividade locomotora *surrogate*(C).

III.8. Estratégia *crossover*

Na estratégia do *crossover*, os instantes de detecção dos eventos cardíacos e os instantes de detecção da atividade locomotora de diferentes sujeitos são analisados usando as ferramentas descritas anteriormente. A Figura III.7 ilustra como é realizada a estratégia do *crossover*.

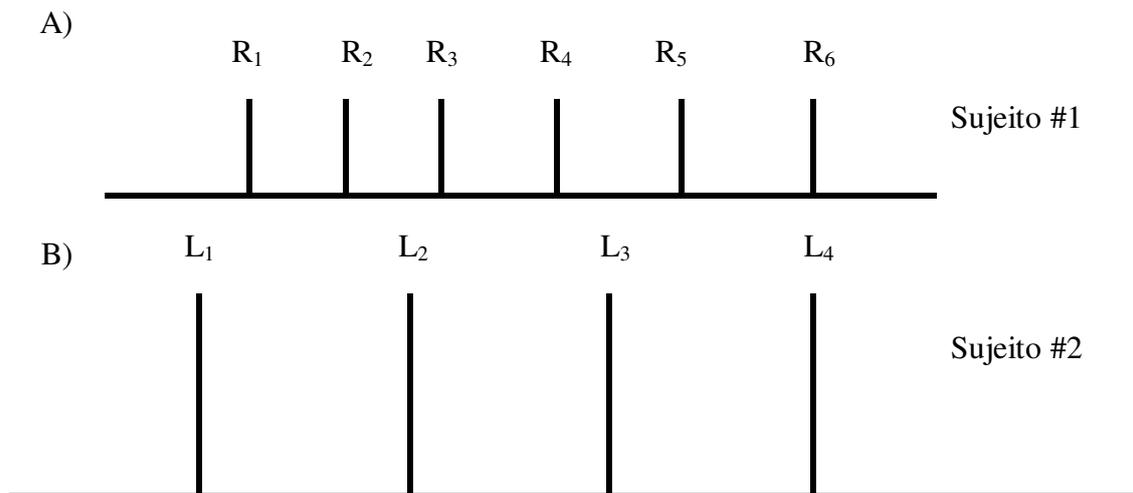


Figura III.7 –Representação da estratégia *crossover*, onde a atividade cardíaca(A) de um sujeito é relacionada com a atividade locomotora de outro sujeito diferente (B).

CAPITULO IV

MATERIAIS E MÉTODOS

IV.1. Montagem

A instrumentação utilizada consistiu em uma esteira rolante de alto desempenho com velocidade e inclinação ajustável entre 0 - 24 km h⁻¹ e 0 - 26%, respectivamente (Master ATL[®], Inbramed[®], Brasil), um analisador de trocas gasosas VO2000 (Medgraphics, EUA) e um eletromiógrafo (EMG System, Brasil).

IV.2. Aquisição de Trocas Gasosas Ventilatórias

O pneumotacômetro utilizado foi o de média vazão, com amplitude entre 10 e 120 L · min⁻¹ e os sensores de O₂ e CO₂ foram calibrados antes do início do período de coleta, por meio de um gás com concentrações gasosas conhecidas de 12% para O₂ e 5% para CO₂, com erros menores de 1% para cada gás. Também foi adicionado um sensor de pressão duplo diferencial (MPX5004) ao pneumotacômetro para indicar os momentos inspiratórios e expiratórios. Os sinais de trocas gasosas foram medidos ciclo a ciclo e registrados por média de cada três ciclos. O programa *Aerograph* (Medgraphics, EUA) mostrou em tempo real os parâmetros de $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E$ e $\dot{V}O_2$ das trocas gasosas ventilatórias, os quais foram exportados em formato ASCII para posterior processamento.

IV.3. Aquisição da Eletromiografia de Superfície

A eletromiografia de superfície foi coletada por um amplificador diferencial com ganho total igual a 1000 (ganho 10 no pré-amplificador e 100 no conformador), faixa dinâmica de entrada ± 5 V, fator de rejeição de modo comum 120 dB e banda passante 20-500 Hz. Os eletrodos de EMG foram fixados no sentido das fibras musculares na

porção lateral do gastrocnêmio direito, a um terço da distância entre a cabeça da fíbula e o calcâneo. A distância intereletrodo foi 20 mm e o eletrodo de referência foi colocado sobre a vértebra C7. A pele foi preparada por tricotomia, abrasão, lavagem com sabão neutro e limpeza com álcool, e a colocação dos eletrodos seguiu as recomendações de HERMENS *et al.*(1999).

IV.4. Aquisição da Eletrocardiografia

Um canal do eletromiógrafo foi utilizado para a aquisição do eletrocardiograma (ECG) na derivação DII modificada (torácica). No caso do ECG, o objetivo foi obter uma maior amplitude da onda R para posterior identificação dos batimentos cardíacos. Para a aquisição do ECG os eletrodos foram afixados sobre o esterno esquerdo e no segundo espaço intercostal direito.

Todos os sinais foram adquiridos em uma mesma placa conversora analógico-digital de 16 bits USB-6221 (NationalInstruments, EUA) a uma frequência de amostragem de 2000 Hz. A aquisição foi realizada por aplicativo desenvolvido em Labview 8.1 e foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl Kendall MEDI-TRACE 2000 (The Ludlow, EUA)

IV.5. Pré-Processamento do sinal da eletromiografia

Os sinais de EMG foram pré-processados para delimitar a banda de frequências de interesse do sinal, bem como para atenuar os ruídos da rede elétrica (MELLO *et al.*, 2007). Para tal, foram aplicados dois filtros digitais Butterworth, passa-altas de 2ª ordem com frequência de corte igual a 20 Hz e passa-baixas de 2ª ordem com igual a 400 Hz. Além disso, seis filtros notch foram aplicados para remoção de 60 Hz e seus harmônicos até 360 Hz. Estes filtros foram aplicados nos sentidos direto e reverso para evitar distorções de fase.

IV.6. Detecção dos instantes de início das passadas

Para identificar os segmentos de atividade mioelétrica no EMG, foi implementado um algoritmo baseado em um limiar fixo (HODGES e BUI, 1996), o qual correspondeu ao triplo do desvio padrão do ruído da linha de base. O envelope do EMG (EMGenv) foi calculado por retificação e filtro Butterworth de 2ª ordem com frequência de corte 20 Hz. O início dos intervalos de atividade mioelétrica foram identificados quando o envelope do EMG cruzou o limiar com derivada positiva e negativa, respectivamente (Figura IV.). Os instantes do início de cada passada foram tomados como os eventos locomotores.

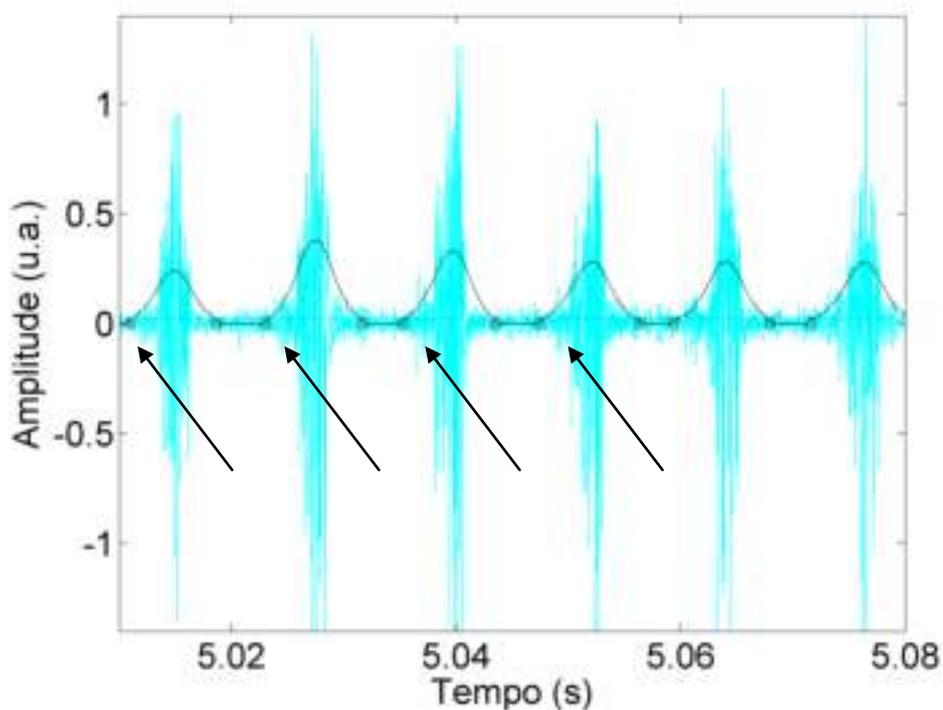
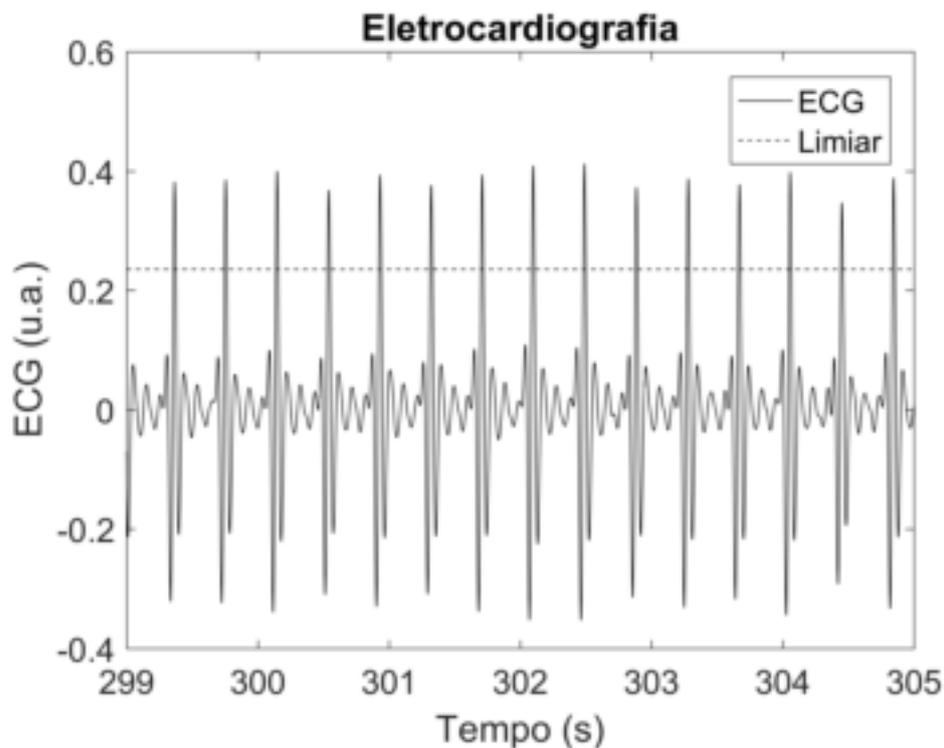


Figura IV.1 – Sinal de EMG e seu envelope mostrando os instantes de início e final das ativações musculares. As setas enfatizam os inícios.

IV.7. Detecção dos eventos cardíacos através da eletrocardiografia

Primeiramente, o ECG foi filtrado por um filtro passa-baixas de 2ª ordem com frequência de corte 40 Hz, nos sentidos direto e reverso, para atenuação dos ruídos de EMG. Em seguida, foi detectada a série dos picos R do ECG, usando um algoritmo baseado em limiar fixo estabelecido em 50% do máximo do ECG (Figura IV.2).



Figura

IV.2 – Trecho ilustrativo do eletrocardiograma e do limiar considerado para a detecção dos eventos cardíacos. Note-se que o formato atípico do ECG é devido ao emprego de amplificadores de EMG, com filtro passa-altas de 20 Hz, e ao efeito da filtragem digital passa-baixas em 40 Hz.

IV.8. PROTOCOLOS DE EXERCÍCIO FÍSICO

Neste projeto foram realizados três protocolos de exercício físico que estão explicados abaixo: o protocolo #1 foi uma replicação do estudo de NOMURA *et al.*(2001) e forneceu orientação da cadência de passadas com auxílio audiovisual de um metrônomo; o protocolo #2 foi um teste de esforço máximo, visando detectar a CCL em situações em que os ritmos cardíaco e locomotor apresentam alguma relação proporcional inteira ($n:m$); o protocolo #3 consistiu em exercício com a intensidade do esforço auto selecionada onde cada sujeito realizou o ajuste da intensidade do esforço. O protocolo experimental foi aprovado pelo comitê de ética local (Protocolo 257,728) e todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO A).

IV.8.1. Protocolo #1

IV.8.1.1. Protocolo de exercício orientado por estímulo audiovisual e carga constante

Dez jovens saudáveis do sexo masculino (22 ± 2 anos, $84,7 \pm 18,0$ kg e $1,75 \pm 0,03$ m) participaram deste estudo e foram orientados a permanecer em repouso durante 15 min sentados em uma cadeira sendo monitorados pelo sistema de aquisição de sinais biológicos. Posteriormente, os sujeitos realizaram 20 min de corrida na esteira com uma cadência de 152 passos/min. A cadência das passadas foi controlada com o auxílio de um metrônomo audiovisual que sugeria 76 passadas/min ao voluntário. Este protocolo teve como objetivo replicar o estudo de NOMURA *et al.*(2001). Em todos os testes a velocidade da esteira não superou 8,5 km/h.

Os sujeitos correram com o objetivo de atingir uma FC alvo de 120 batimentos por min (bpm) durante os primeiros 5 min. Em seguida, durante 5-10 min a velocidade

da esteira foi gradualmente aumentada até os sujeitos alcançarem a frequência cardíaca de 152 bpm, para mantê-la durante cerca de 5 min. A velocidade da esteira foi mantida em uma faixa de 6-12 m/min e a inclinação em 1%.

IV.8.2. Protocolo #2

IV.8.2.1 Quando o ritmo cardíaco cruza o ritmo locomotor

Dez jovens saudáveis do sexo masculino (21 ± 2 anos, $83,7 \pm 16,0$ kg e $1,75 \pm 0,03$ m) foram submetidos ao protocolo de MADER *et al.* (1986) modificado. O protocolo consistiu de um repouso com duração de 5 min, seguido de uma fase de aquecimento com velocidade fixa de 7 km/h por 3 min. Logo a seguir a velocidade foi aumentada para 10,8 km/h e então, a cada estágio de três minutos a velocidade foi aumentada em 1,8 km/h, até atingir a velocidade máxima esperada de 18 km/h, a qual deveria ser mantida até o final (Figura IV.4). A inclinação de 1% foi mantida constante durante todo o teste. A fase inicial à velocidade de 7 km/h consistiu em uma alteração do protocolo original, o qual é incremental, onde o indivíduo parte da velocidade inicial de 10,8 km/h. A duração máxima esperada para este teste é de vinte e quatro minutos ou até o momento que o indivíduo não suporte mais o esforço e solicite a interrupção do teste. Neste protocolo foi determinado a potência aeróbia máxima ($\dot{V}O_{2max}$), velocidade máxima ($V_{m\acute{a}x}$), primeiro limiar ventilatório (LV1), segundo limiar ventilatório (LV2) e as respectivas velocidades em cada limiar. O término do exame ocorreu segundo critérios objetivos e subjetivos descritos em BASSETT e HOWLEY (2000).

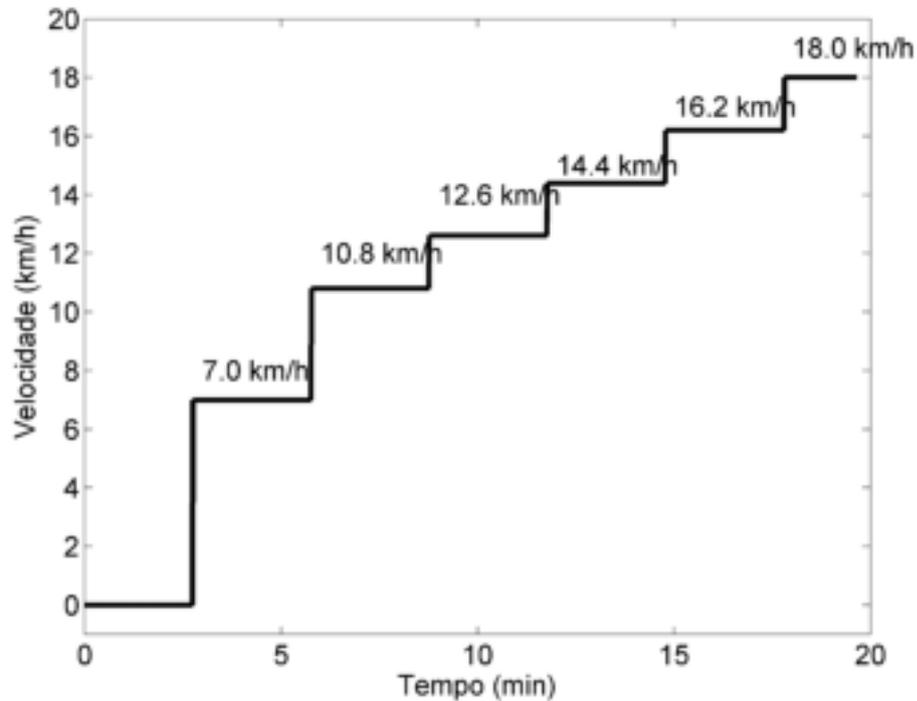


Figura IV.4 – Desenho esquemático do protocolo de esforço escalonado, contínuo e máximo.

IV.8.3. Protocolo #3

IV.8.3.1. Protocolo de exercício com intensidade do esforço auto selecionada

Sete sujeitos (22 ± 2 anos, $84,5 \pm 17,8$ kg e $1,75 \pm 0,03$ m) realizaram uma corrida com duração de 5 min. Previamente foi realizado um repouso com duração de 10 min sentados em uma cadeira onde os sujeitos foram monitorados continuamente. Neste protocolo de exercício cada voluntário foi orientado a correr selecionando a velocidade da esteira de forma livre. A cadência de passadas e a FC foram deixados livres para que o avaliado pudesse realizar a própria regulação da velocidade e intensidade durante a corrida.

IV.9. ANÁLISE ESTATÍSTICA

O valor crítico para significância do iPC foi calculado com base na literatura e foram considerados significativos acima de 0,8 (NOMURA *et al.*, 2003). Com o objetivo de comparar com estudos anteriores, foi gerado o *surrogatedo* sinal dos eventos locomotores. Os instantes de ocorrência das ondas R permaneceram com a ordem original (R_1, R_2, R_3), enquanto a ordem dos eventos locomotores foi aleatorizada (por exemplo L_2, L_1, L_3). Na abordagem para o teste *crossover* a FP de um sujeito foi comparada com a FC de todos os outros sujeitos e a FC de cada sujeito também foi comparada com a FP de todos os outros. Somente o iPC que ficou acima do valor crítico por pelo menos 1 min foi considerado como efetivamente significativo.

O teste de Kolmogorov-Smirnov mostrou que o iPC não tinha distribuição normal ($p < 0,05$). Assim, as comparações entre o iPC original e o *surrogate* foram realizadas pelo teste de Wilcoxon. Por outro lado, para as comparações entre a frequência cardíaca e a frequência de passos foi empregado o teste *t* de *Student*.

O nível de significância adotado foi 0,05.

CAPITULO V

RESULTADOS

Os resultados são apresentados conforme a ordem dos protocolos anteriormente descritos.

V.1. Protocolo #1

V.1.1. Coordenação cardiocomotora orientado por estímulo audiovisual e carga constante

O valor médio dos dados do iPC original e *surrogate*, da frequência cardíaca, frequência de passos, bem como a duração da CCL na fase estável estão resumidos na Tabela V.1. Na maioria dos casos a FC aumentou do quinto min até alcançar a fase estável próximo à frequência de passos (Figura V.1A) cujo coeficiente de variação ficou entre 1,3% e 3,5%. Não foi observada diferença significativa entre os dados da FC e da frequência de passos ($p = 0,36$).

A formação de estruturas horizontais no sincrograma de fase (Figura V.1B e C) juntamente com alto e significativo iPC (Figura V.1D) foi observada em seis dos 10 sujeitos. Foi observada uma razão de 2:1 (dois batimentos cardíacos para cada ciclo locomotor) predominante para todos os sujeitos (Tabela V.1), tal como evidenciada pela distribuição bimodal do histograma conforme o protocolo de exercício empregado. Após o emprego da técnica do *surrogate*, os mesmos seis sujeitos mantiveram um padrão similar aos dados originais. Particularmente, o sujeito #8 (Figura V.1) mostrou estruturas mais horizontais que os dados originais juntamente com picos mais evidenciados no histograma.

O iPC do *surrogate* mostrou um padrão similar ao iPC dos dados originais para seis dos sete sujeitos anteriormente destacados, caracterizado por um aumento concomitante com a FC. Conseqüentemente, não foi observada diferença significativa

entre os dados do iPC original e *surrogate* ($p = 0,73$). O sujeito #1 mostrou estruturas horizontais e um alto e significativo iPC durante todo o teste, tendo iniciado o teste com frequência cardíaca elevada (153 ± 2 bpm).

Tabela V.1 - A média de cada iPC dos dados originais e *surrogate*, frequência cardíaca (FC), frequência de passos (Passos/min) e duração da coordenação cardiolocomotora

Sujeitos	FC (bpm)	Passos Passos/min	iPC	iPCs	Período em CLC durante o teste original (s)
#1	153	154	0,983	0,982	54 -900
#2	153	158	0,843	0,834	462-556; 628-900
#3	152	158	0,916	0,883	422-900
#4	151	161	0,639	0,622	Sem CLC
#5	144	158	0,440	0,432	Sem CLC
#6	154	149	0,877	0,882	389-604; 667-740; 821-900
#7	180	161	0,653	0,530	Sem CLC
#8	154	154	0,946	0,938	401-900
#9	150	162	0,651	0,735	Sem CLC
#10	152	157	0,940	0,918	365-900
Média	154	157	0,789	0,776	
Desvio padrão	9	4	0,181	0,188	

Os dados da frequência de passos mostraram que os sujeitos correram de acordo com a frequência de passos alvo estabelecida pelo protocolo (Figura V.1A). A Figura V.1C mostra o resultado da técnica do *surrogata* na qual é possível observar um padrão de CCL até mais horizontal que o original (Figura V.1B), com estruturas mais horizontais e histograma mais bimodal.

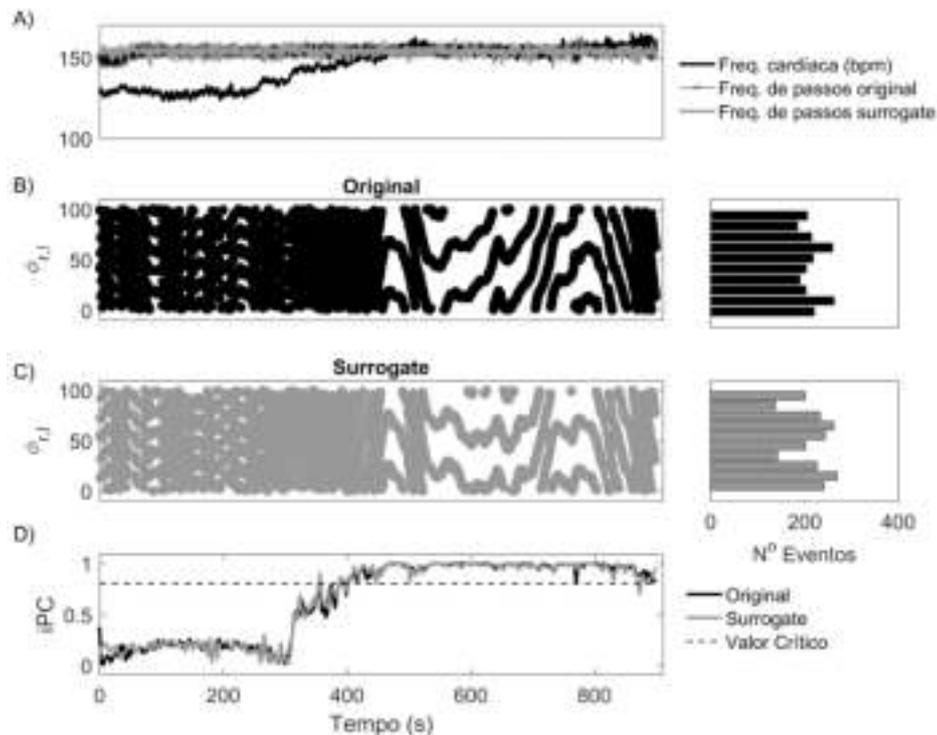


Figura V.1 - Frequência cardíaca (preto), frequência de passadas original (cinza) e frequência de passadas *surrogate* (cinza) do sujeito #8 (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate* (C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dados originais (preto) e do *surrogate* (D).

Os outros quatro sujeitos (#4, #5, #7 e #9) não mostraram resultados positivos, pois tiveram perfis diferentes para a FC e frequência de passos. O sujeito #5 mostrou uma frequência de passos mais elevada que os demais e uma FC muito baixa. Já o sujeito #7 apresentou uma frequência de passos mais baixa que a FC. Enquanto a FC do sujeito #9 não atingiu a frequência de passos alvo que foi a mais elevada de todas. Os demais sujeitos estão em anexo (ANEXO B).

V.1.2 Resposta da frequência cardíaca e índice de probabilidade condicional

Foi observado um padrão de aumento do iPC similar à FC (Figura V.2A) para cinco dos seis sujeitos que apresentaram resultados positivos e significativos para o iPC. Observe que o iPC seguiu o padrão de aumento da FC (Figura V.2B) durante o experimento. A FP também permaneceu em condições relativamente estáveis durante todo o teste. O resultados em azul (sujeito #1) difere dos demais porque a frequência cardíaca esteve elevada e aproximadamente estável durante todo o teste.

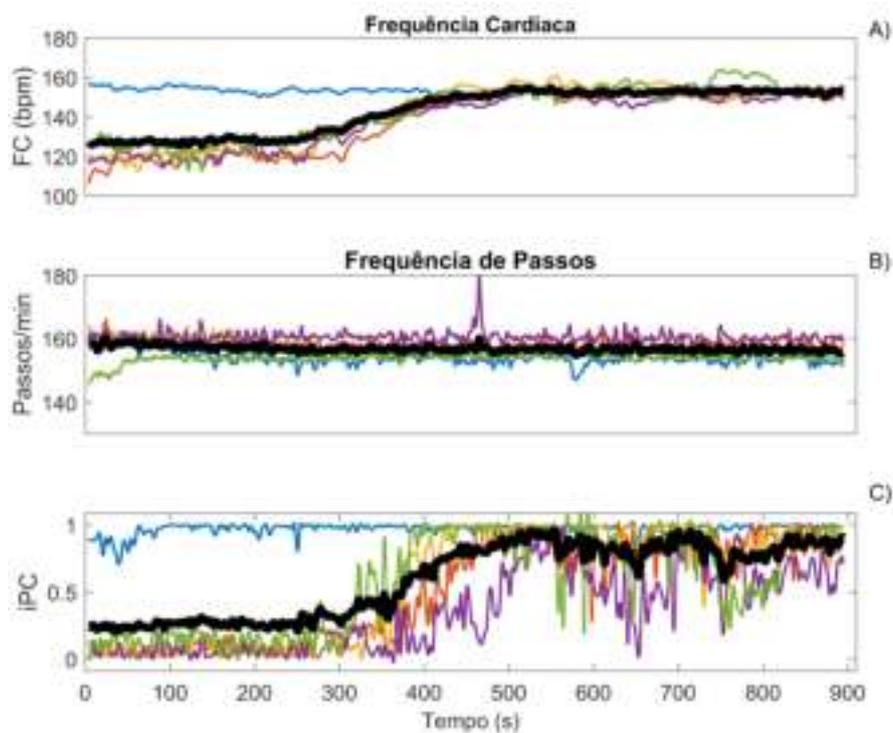


Figura V.2 - A) Frequência cardíaca; B) Frequência de passos; C) Índice de probabilidade condicional.

V.1.3. Intervalo entre contrações musculares

Considerando o intervalo entre passadas de todos os sujeitos (Figura V.3), verifica-se que os dados do *surrogate* não apresentaram diferença significativa na comparação com os dados originais através do valor médio de cada série temporal, ou seja, a energia do sinal foi preservada após o procedimento estatístico. É possível verificar o deslocamento de algumas espículas (positivas e negativas) entre os dados originais (Figura V.3A) comparando com os dados do *surrogate* (Figura V.3B) indicando a eficiência do método para quebrar a ligação temporal entre intervalos de passadas consecutivos.

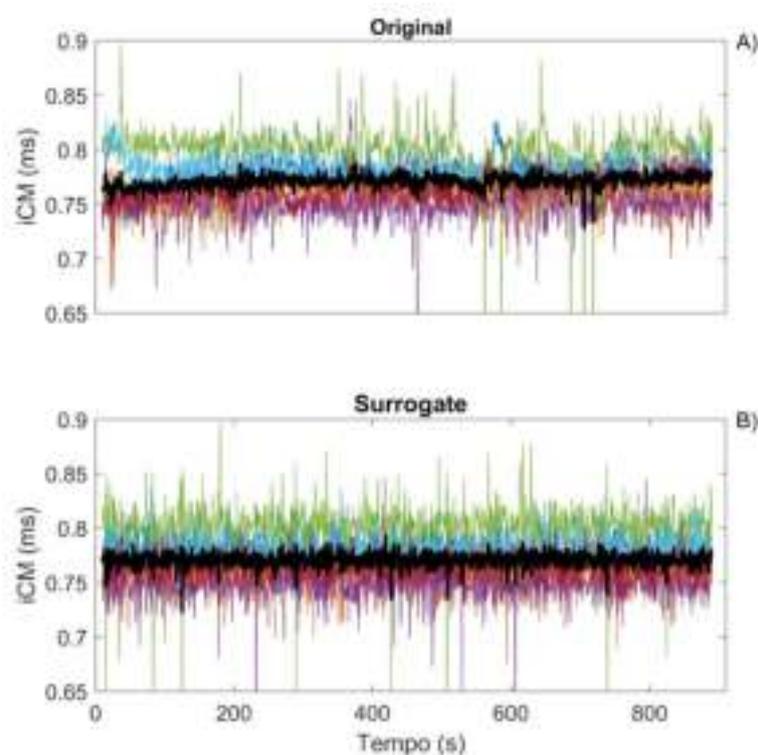


Figura V.3 - Intervalo entre contrações musculares (iCM) de todos os sujeitos e a média destacada em preto; A) original e B) *surrogate*.

V.1.4. Resultados dos testes *crossover*

Observou-se 46 testes *crossover* significativos de um total de 90, sendo que as FC dos sujeitos #4 (151bpm), #5 (144 bpm), #7 (180 bpm) e #9 (150 bpm) não mostraram significância nos respectivos testes intra-sujeitos(Tabela V.2). Esse resultado não é surpreendente quando se observa que estes sujeitos apresentaram a menor e a maior frequência cardíaca final, respectivamente, com valores mais afastados das frequências média de passos. Por outro lado, os sujeitos #4,#7 e #9 que apresentaram frequências médias de passos acima da média (161, 161 e 162, respectivamente), apresentaram resultados cruzados positivos somente com o sujeito #6.

Tabela V.2 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos de iPC significativos. Os casos não significativos estão mostrados em negrito

FC	Frequência de Passos									
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
#1	(*)	*	*			*		*		*
#2	*	(*)	*			*		*		*
#3	*	*	(*)		*	*		*		*
#4	*			()		*		*		
#5					()					
#6	*	*	*	*	*	(*)	*	*	*	*
#7							()			
#8	*	*	*		*	*		(*)		*
#9	*	*	*		*	*		*	()	*
#10	*	*	*			*		*		(*)

*Índice de probabilidade condicional (iPC) significativo por pelo menos 60 s; FC - frequência cardíaca.

Para ilustrar a estratégia do teste *crossover*, as duas primeiras colunas da figura 4 (A e B) mostram resultados intra-sujeitos para os voluntários #6 e #10, e as últimas duas colunas mostram os respectivos testes *crossover* (Figura V.4C e D). Geralmente, o iPC tendeu a ser significativo quando a FC ficou próximo da frequência de passos. Assim, o iPC do sujeito #6 tornou-se significativo quando a sua FC se aproximou da frequência

de passos alvo, independente de substituí-la pela do sujeito #10 (Figura V.4A e C). No caso da FC do sujeito #10 (152 bpm), os resultados ficaram melhores no teste cruzado, possivelmente porque a frequência de passos do sujeito #6 (149 passos/min) foi um pouco menor que a sua. Os testes *crossover* de todos os sujeitos estão no ANEXO C.

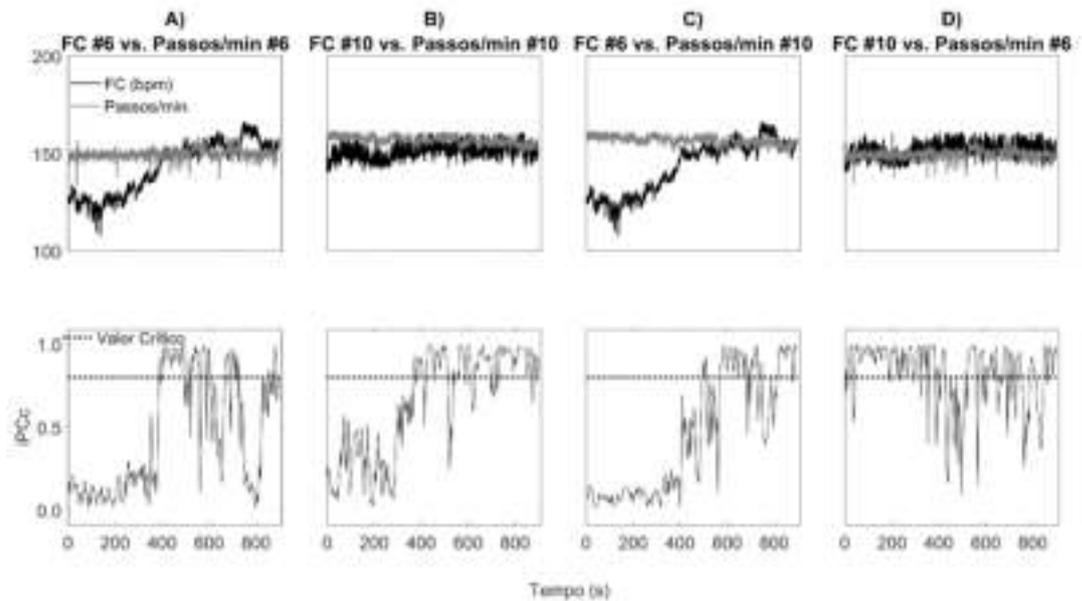


Figura V.4 – (A e B) Frequência cardíaca e de passos dos sujeitos #6 e #10, respectivamente, com os respectivos índices de probabilidade condicional (iPC) abaixo; C e D mostra o resultado do teste *crossover*.

V.2. Protocolo #2

V.2.1. Quando o ritmo cardíaco cruza o ritmo locomotor

Os dados do teste de esforço máximo são mostrados na Tabela V.3. São apresentados os valores individuais para cada sujeito e a média do consumo máximo de oxigênio (VO_{2max}), frequência cardíaca máxima (FC_{max}), velocidade máxima ao final do teste (Vel_{max}). Também é mostrado o consumo de oxigênio, a FC, velocidade no primeiro limiar (LV1) e segundo limiar ventilatório (LV2).

Tabela V.3 - Valores individuais e media \pm (desvio padrão) no teste de esforço máximo, primeiro (LV1) e segundo limiar anaeróbio (LV2)

Suj#	Esforço Máximo			LV1					
	VO_{2max} (mL/kg/min)	FC_{max} (bpm)	Vel_{Max} (k m/h)	VO_2 Limiar (mL/kg/min)	Limiar % VO_{2max}	FC Limiar (bpm)	% FC Max	Vel, Limiar (km/h)	Velocidade % Vel_{max}
#1	49,57	178	16,20	28,65	57,00	142	79,78	10,80	66,67
#2	43,04	191	19,80	23,18	54,00	138	72,25	10,80	54,55
#3	45,57	191	19,80	27,10	59,44	158	82,72	12,60	63,64
#4	31,57	187	18,00	19,92	45,98	130	69,52	7,00	38,89
#5	47,70	174	16,20	19,40	57,45	147	84,48	10,80	66,67
#6	37,70	168	18,00	19,40	51,00	138	82,14	10,80	60,00
#7	45,00	191	19,80	28,00	62,00	145	75,92	10,80	54,55
#8	45,15	172	18,00	26,52	58,73	137	79,65	10,80	60,00
#9	31,25	197	14,40	17,28	55,32	144	73,10	10,80	75,00
#10	45,28	187	18,00	27,71	54,00	133	71,12	10,80	60,00
Média	42,18	183,60	17,82	23,72	55,49	141,20	77,07	10,60	59,99
Desvio Padrão	6,13	9,32	1,70	4,14	4,36	7,55	5,09	1,31	9,12
Suj#	LV2								
	VO_2 Limiar (mL/kg/min)	Limiar % VO_{2max}	FC Limiar (bpm)	% FC Max	Vel, Limiar (km/h)	Velocidade % Vel_{max}			
#1	46,86	94,53	175	98,31	15,60	96,30			
#2	36,22	84,16	175	91,62	16,20	81,82			
#3	41,91	91,97	167	87,43	18,00	90,91			
#4	28,83	91,10	157	83,96	10,80	60,00			
#5	44,05	92,35	173	99,43	14,40	88,89			
#6	33,33	88,43	158	94,05	16,20	90,00			
#7	39,46	87,43	184	96,34	14,40	72,73			
#8	40,37	89,41	165	95,93	16,20	90,00			
#9	29,58	94,67	165	83,76	12,00	83,33			
#10	40,23	88,85	175	93,58	16,80	93,33			
Média	38,08	90,29	169,40	92,44	15,06	84,73			
Desvio Padrão	5,68	3,11	8,05	5,36	2,10	10,42			

V.2.2. Análise dos ritmos cardíaco e locomotor

É importante destacar que neste protocolo de esforço máximo, a aquisição do sinal de ECG foi comprometida nos últimos estágios do teste na maioria dos sujeitos por problemas na solda dos eletrodos do ECG. Dessa forma, optou-se por analisar somente os três primeiros estágios do teste de esforço máximo para aproveitar os dados de oito sujeitos avaliados, posto que os dados de um sujeito foram inteiramente descartados porque os eletrodos de ECG soltaram durante o experimento.

Os dados do último minuto do terceiro estágio do teste de esforço foram tomados para a determinação do valor médio da frequência cardíaca e da frequência de passos (Tabela V.4). Nesse protocolo, no entanto, os maiores valores de iPC nem sempre ocorreram nessa fase (ANEXO B). Assim, os valores médios do iPC original e do *surrogate* que são mostrados na Tabela V.4 foram calculados em todo o trecho analisado (três etapas iniciais do protocolo incremental). Não foi observada diferença significativa entre a FC e a frequência de passos ($p = 0,633$). O teste de Wilcoxon também não mostrou diferença significativa entre o iPC dos dados originais e *surrogate* ($p = 0,998$). Todos os sujeitos apresentaram uma razão de 2:1 (dois batimentos cardíacos por ciclo locomotor) em algum período do trecho analisado.

Tabela V.4 – Valores médios individuais da frequência cardíaca (FC), frequência de passos (Passos/min), iPC original e *surrogate*(iPCs)

Sujeitos	FC (bpm)	Passos /min	iPC	iPCs
#1	170	171	0,889	0,866
#2	164	167	0,774	0,815
#3	167	164	0,830	0,864
#4	172	170	0,978	0,701
#5	167	175	0,745	0,782
#6	157	158	0,754	0,849
#7	159	166	0,739	0,858
#8	180	161	0,768	0,714
#9	180	173	0,885	0,844
Média	169	167	0,818	0,810
Desvio Padrão	8	4	0,083	0,064

Neste protocolo foi observado que a maioria dos sujeitos aumentou a FC e a frequência de passos conforme houve o incremento da intensidade do esforço (Figura V.4A e B) ambos acompanhados pelo aumento do iPC (Figura V.6C). Contudo, a taxa de aumento da FC foi maior que a frequência de passos resultando na passagem do ritmo cardíaco por cima do ritmo locomotor (Figura V.4A e B). As séries temporais da FC, da frequência de passos, do iPC de todos os sujeitos são mostrados abaixo (Figura V.4A-C) juntamente com a média de cada variável.

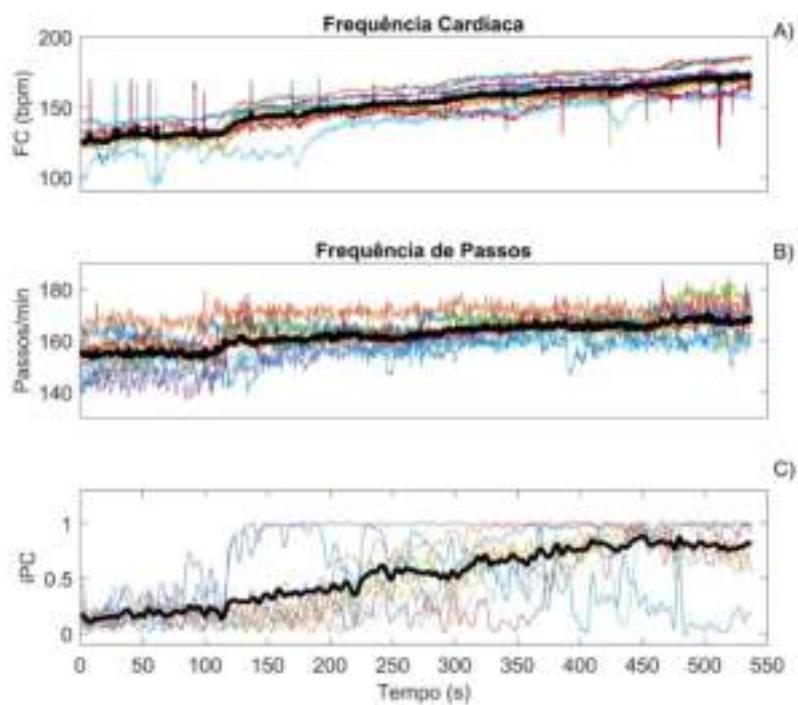


Figura V.5 - A) Frequência cardíaca; B) Frequência de passos; C) Índice de probabilidade condicional (iPC). São mostrados os dados de todos os sujeitos juntamente com a respectiva média (em preto).

O aumento da intensidade do esforço a cada três min permitiu que a FC alcançasse a frequência de passos após cerca de cinco min de esforço na maioria dos sujeitos (Figura V.5A). Também é possível observar estruturas mais horizontalizadas (Figura V.5B vs. Figura V.5C) após o *surrogate*. Os demais sujeitos estão em anexo (ANEXO D).

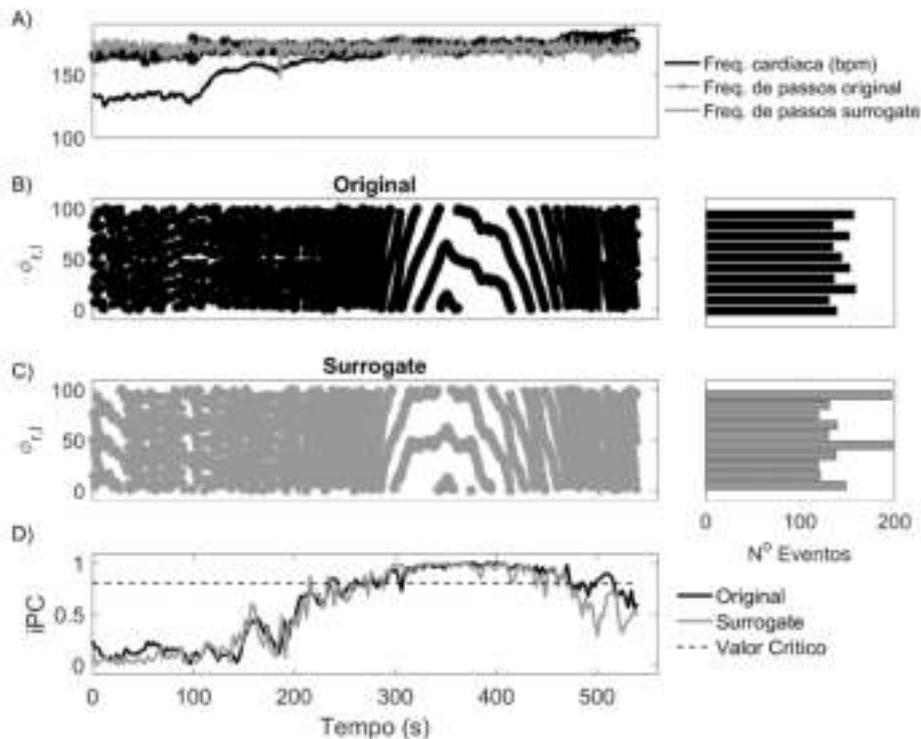


Figura V.6—Dados no teste de esforço máximo. Frequência cardíaca (preto), frequência de passadas original (cinza) e frequência de passadas *surrogate*(cinza) (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate*(C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dados originais (preto) e do *surrogate*(D).

V.2.3. Resultados do *crossover* no teste de esforço máximo

No protocolo de esforço máximo foram realizados 72 testes *crossover* e observados 48 casos de iPCacima de 0,8 e com estruturas horizontais no sincrograma de fase (Tabela V.5).

A FC dos sujeitos #4 e #8 apresentaram resultados positivos no teste *crossover* quando comparado com a frequência de passos de todos os outros sujeitos (Tabela V.5).

A FC do sujeito #2 apresentou resultado significativo no teste *crossover* quando comparado com a frequência de passos dos sujeitos #3, #4, #6, #7 e #8 (Tabela V.5). A

FC do sujeito #6 apresentou resultado significativo no teste *crossover* quando comparado com a frequência de passos dos sujeitos #3 e #8 (Tabela V.5). A FC do

sujeito #7 apresentou resultado significativo no teste *crossover* quando comparado com a frequência de passos dos sujeitos #6 e #8. Todos os testes *crossover* estão no ANEXO

E.

Tabela V.5 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos do índice de probabilidade condicional (iPC) significativos

FC	Frequência de Passos								
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9
#1	(*)	*	*	*	*	*	*	*	
#2		(*)				*	*	*	
#3		*	(*)	*		*	*	*	
#4	*	*	*	(*)	*	*	*	*	*
#5		*	*	*	()	*	*	*	
#6						(*)		*	
#7						*	()	*	
#8	*	*	*	*	*	*	*	(*)	*
#9	*	*	*	*	*	*	*	*	()

*FC = Frequência cardíaca. iPC \geq 0,8 por pelo menos 60 s.

Os dados do sujeito #1 são mostrados abaixo (Figura V.8) para ilustrar o *crossover* da FC comparada com a frequência de passos dos sujeitos #2, #3 e #4.

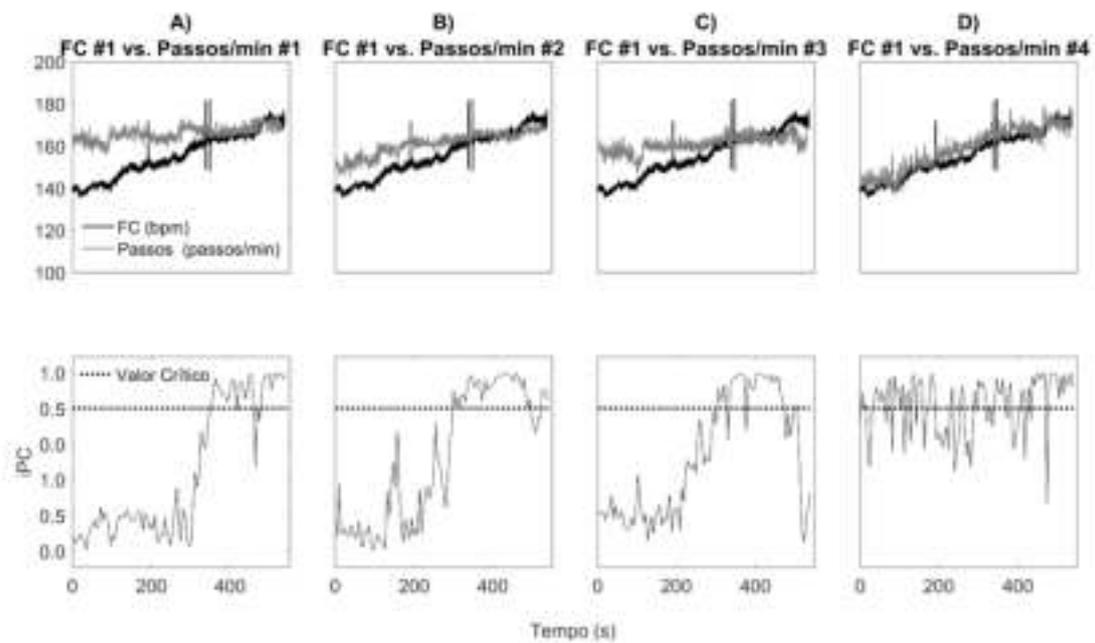


Figura V.7 - Resultado do teste *crossover*. A) Frequência cardíaca do sujeito #1 vs. frequência de passos dos sujeitos #2, #3 e #4, respectivamente, com os respectivos índices de probabilidade condicional (iPC) abaixo.

V.2.4. Resultados do *crossover* entre os testes de carga constante e o esforço máximo

Ao observar os dados da FC e frequência de passos dos estudos #1 e #3 notou-se que os dados possuíam estas variáveis com magnitude similares. Dessa forma, também foi realizado um teste *crossover* entre os dois diferentes protocolos de exercício e com os diferentes sujeitos.

No protocolo de esforço máximo foram realizados 72 testes *crossover* e observados 46 casos de iPC significativos e com estruturas horizontais no sincrograma de fase (Tabela V.6). As interpretações seguem as mesmas análises acima. Por exemplo, o sujeito #3 apresentou resultado significativo no teste *crossover* quando a FC foi comparada com a frequência de passos dos outros sujeitos com exceção do #9. Enquanto o sujeito #5 mostrou resultado significativo somente quando a FC comparada com a frequência de passadas dos sujeitos #4 e #8.

Tabela V.6 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos de iPC significativos.

FC	Frequência de Passos							
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8
#1		*	*	*	*	*	*	
#2				*		*	*	*
#3	*	*	*	*	*	*	*	*
#4		*	*	*		*		*
#5				*				*
#6		*	*	*		*	*	*
#7	*			*	*			
#8	*	*	*	*	*	*	*	*

*Índice de probabilidade condicional (iPC) significativo por pelo menos 60 s; FC - frequência cardíaca.

V.3. Protocolo #3

V.3.1. Coordenação cardiocomotora em um teste com intensidade autosselecionada

Os dados do primeiro minuto do teste foram descartados para evitar transientes de adaptação ao protocolo. O valor médio do instante que o iPC (original e *surrogate*-iPCs) cruzou o ponto de corte de 0,8 foi considerado para esta análise. Para a razão da CCL, frequência cardíaca e frequência de passos foi tomado o valor médio nesses instantes. (Tabela V.7). O teste de Wilcoxon não mostrou diferença significativa entre o iPC dos dados originais e *surrogate* ($p = 0,456$). Foi observada diferença significativa entre a FC e a frequência de passos ($p = 0,009$). Somente um sujeito (#1) apresentou uma razão de 2:1 (dois batimentos cardíacos por ciclo locomotor); três sujeitos (#2, #3, #4) apresentaram uma razão de 3:2 (três batimentos cardíacos por dois ciclos locomotores); e os outros três sujeitos não apresentaram nenhum padrão que se sustentasse por pelo menos um minuto, mostrando apenas poucos períodos de curta duração de iPC positivos com um padrão de 5:3 (cinco batimentos cardíacos em três ciclos locomotores).

Tabela V.7 – Médias individuais do iPC original e *surrogate*(iPCs), da frequência cardíaca (FC), frequência de passos (Passos/min), e razão da CCL

Sujeitos	FC (bpm)	Passos/min	iPC	iPCs	Razão
#1	119	158	0,888	0,801	3:2
#2	141	162	0,662	0,456	3:2
#3	130	163	0,778	0,762	3:2
#4	130	157	0,695	0,614	5:3
#5	140	160	0,491	0,448	5:3
#6	149	147	0,819	0,805	2:1
#7	128	147	0,526	0,531	5:3
Média	134	156*	0,772	0,696	
Desvio Padrão	10	7	0,068	0,090	

*Diferença significativa ($p = 0,004$).

As séries temporais da FC e da frequência de passos de todos os sujeitos são mostrados abaixo (Figura V.8A e Figura V.8B) juntamente com sua respectiva média. O coeficiente de variação da FC e da frequência de passos foi de $1,35 \pm 0,50\%$ e $1,69 \pm 1,13\%$, respectivamente.

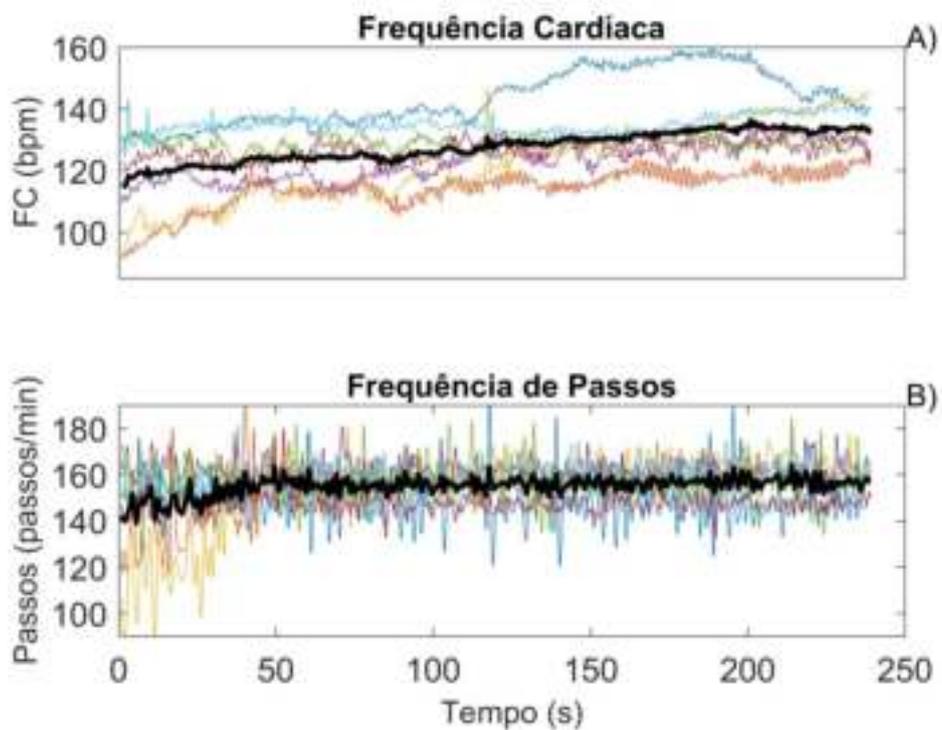


Figura V.8- A) Frequência cardíaca. B) Frequência de passos. Os dados de todos os sujeitos e a média (em preto) são mostrados.

V.3.1.1. Razão $n:m$ de 2:1 (dois batimentos cardíacos por ciclo locomotor)

A razão $n:m$ de 2:1 (dois batimentos cardíacos para cada ciclo locomotor) é mostrada na Figura V.9. Pode-se observar, a partir da primeira linha vertical pontilhada, o início do primeiro ciclo locomotor que se encerra na linha vertical seguinte. No primeiro ciclo em análise observa-se a ocorrência de dois (elipses) eventos cardíacos que estão aproximadamente em 40% e 80% do ciclo locomotor, indicados pelas setas. No segundo ciclo locomotor, também é observado a ocorrência de dois batimentos cardíacos na mesma fase do ciclo locomotor anterior (40% e 80%, respectivamente). As elipses agrupam os dois batimentos cardíacos dentro de um ciclo locomotor indicado pelas barras pontilhadas. Esse padrão se repete nos ciclos seguintes destacados pelas elipses.

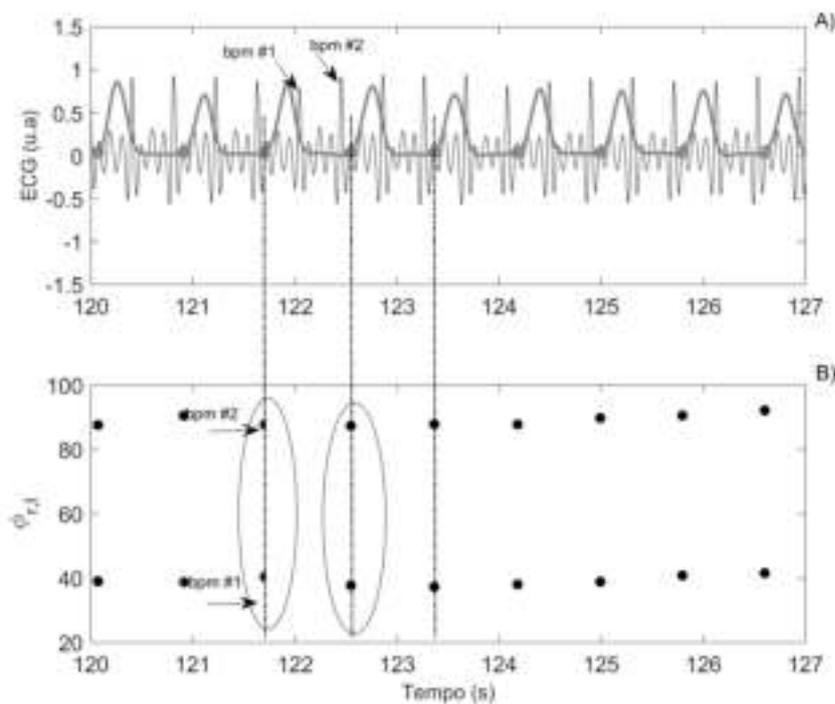


Figura V.9 - A) Eletrocardiograma (ECG), envelope da eletromiografia (EMGenv), mostram-se também os instantes de contração muscular (círculos vazios) e a ocorrência dos batimentos cardíacos dentro de cada ciclo locomotor.

A Figura V.10 mostra os dados do sujeito acima, onde se observa a formação de duas linhas horizontais bem definidas juntamente com um significativo iPC.

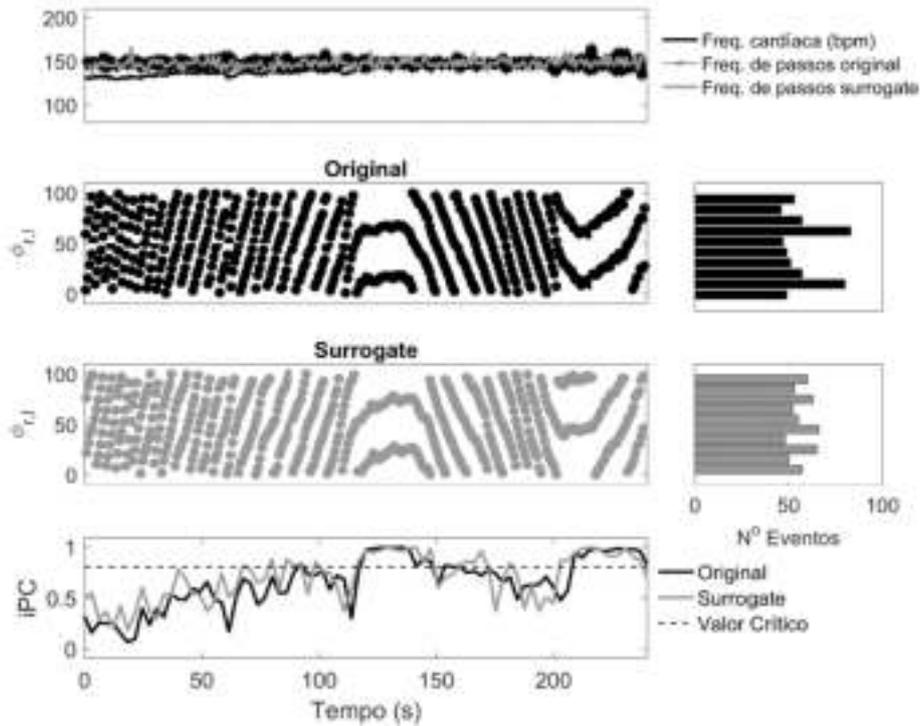


Figura V.10–Razão 2:1, frequência cardíaca (preto), frequência de passadas original (cinza) e frequência de passadas *surrogate*(cinza) (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate*(C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dados originais (preto) e do *surrogate*(D).

V.3.1.2. Razão $n:m$ de 3:2 (três batimentos cardíacos por dois ciclos locomotores)

A razão $n:m$ de 3:2 é mostrada abaixo (Figura V.11), onde observa-se, a partir da primeira linha vertical pontilhada (em preto), o início do primeiro ciclo locomotor que se encerra na linha vertical seguinte (em marrom). No primeiro ciclo em análise observa-se a ocorrência de um único evento cardíaco que está aproximadamente em 48% do ciclo locomotor, indicado pela seta marrom (Figura V.11A e B). No segundo ciclo locomotor, linha pontilhada em marrom, observa-se a ocorrência de dois batimentos cardíacos sendo o primeiro em aproximadamente 16% do ciclo locomotor (seta em azul) e o segundo em 84% (seta em verde) do ciclo locomotor (Figura V.11A e B). As elipses agrupam os três batimentos cardíacos dentro dos dois ciclos locomotores indicados pelas barras pontilhadas (preta e marrom). Esse padrão se repete nos ciclos seguintes destacados pelas elipses.

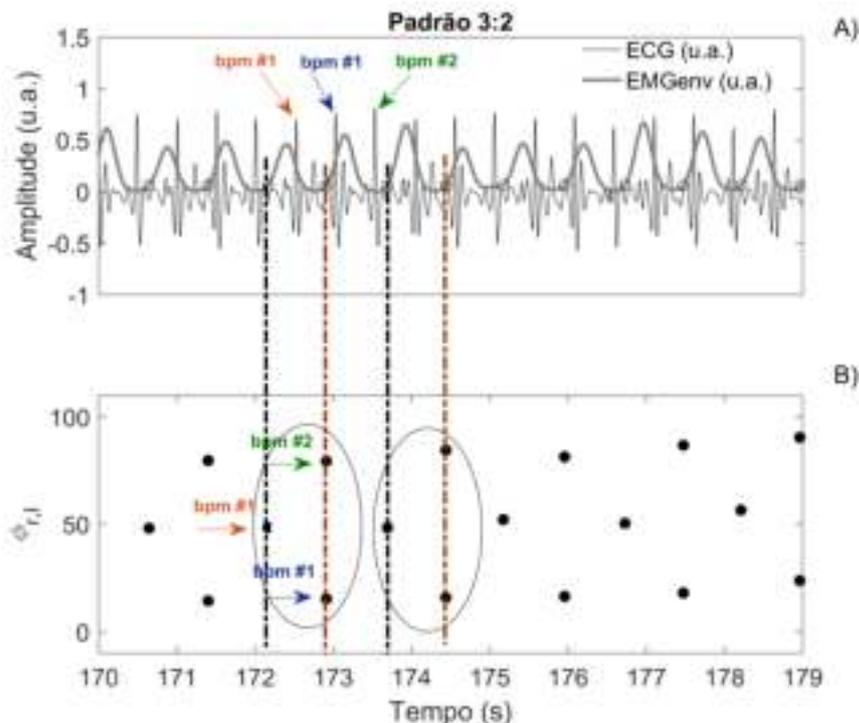


Figura V.11 – A) Eletrocardiograma (ECG), envelope da eletromiografia (EMGenv), mostra-se também os instantes de contração muscular (círculos vazios) e a ocorrência dos batimentos cardíacos dentro de cada ciclo locomotor. A seta marrom mostra um único evento cardíaco dentro do primeiro ciclo locomotor tomado como exemplo, as setas azul e verde destacam os dois eventos cardíacos dentro de um mesmo ciclo locomotor. B) mostra o sincrograma de fase indicando em qual percentual do ciclo locomotor o batimento cardíaco ocorreu. As linhas verticais destacam a ocorrência do início e final do ciclo locomotor. As elipses ilustram os três batimentos cardíacos em dois ciclos locomotores para formar o padrão 3:2.

A Figura V.12 mostra os dados do mesmo sujeito acima, porém para todo o experimento, onde é possível observar a formação de três linhas horizontais bem definidas juntamente com um significativo iPC após cerca de 107 s de experimento até o final do teste. Notar que a figura anterior é uma ampliação entre 170 e 179 s da Figura V.12B.

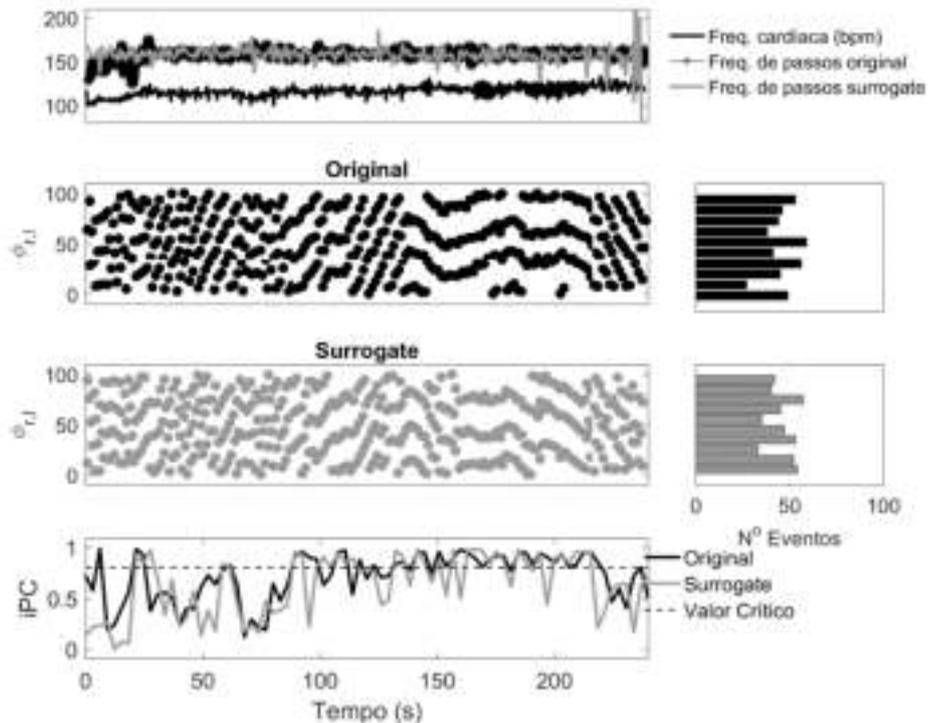


Figura V.12–Razão 3:2, frequência cardíaca (preto), frequência de passadas original (cinza) e frequência de passadas *surrogate* (cinza) (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate* (C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dados originais (preto) e do *surrogate* (D).

V.3.1.3. Razão $n:m$ de 5:3 (cinco eventos cardíacos para cada três eventos locomotores)

O padrão de 5:3 (cinco eventos cardíacos a cada três ciclos locomotores) é mostrado abaixo (Figura V.13). As elipses agrupam os cinco batimentos cardíacos enquanto as barras verticais pontilhadas marcam o início e o final de cada ciclo locomotor. As três barras verticais indicam os três ciclos locomotores tomados como exemplo.

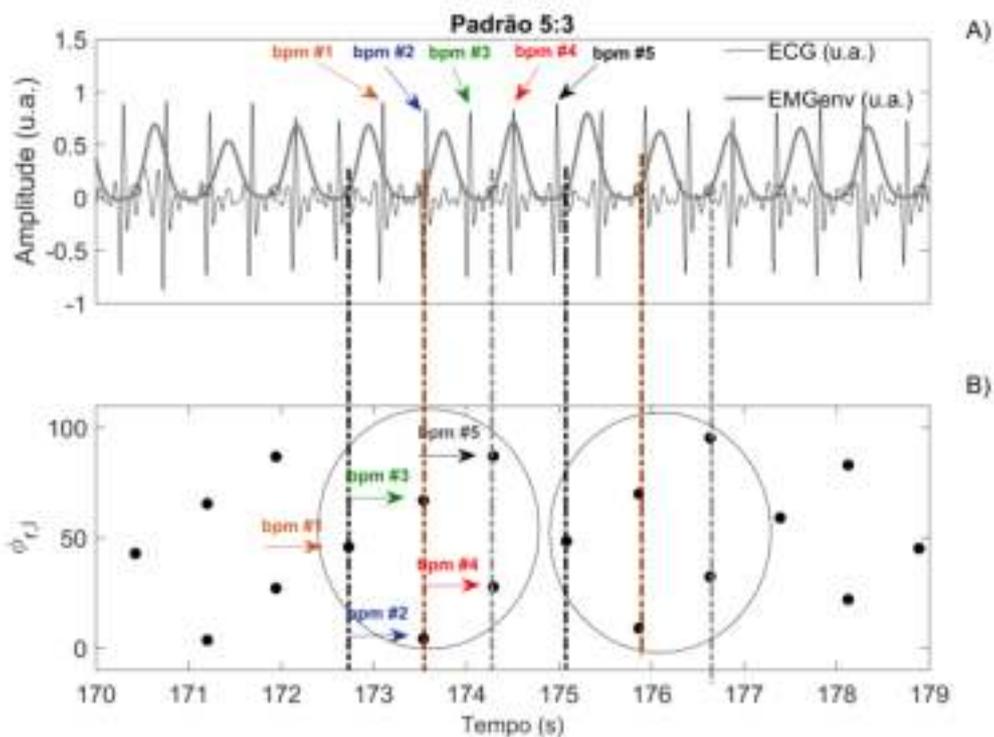


Figura V.13 - A) Eletrocardiograma (ECG), envelope da eletromiografia (EMGenv), também mostra os instantes de contração muscular (círculos vazios) e a ocorrência dos batimentos cardíacos dentro de cada ciclo locomotor. B) mostra o sincrograma de fase indicando em qual percentual do ciclo locomotor o batimento cardíaco ocorreu. As linhas verticais mostram o começo e o final de três ciclos locomotores. As elipses ilustram os cinco batimentos cardíacos em três ciclos locomotores para formar o padrão 5:3.

A Figura V.14 mostra os dados do mesmo sujeito acima, porém para todo o experimento, onde é possível observar a formação de cinco linhas horizontais de forma intermitente juntamente com um alto iPC.

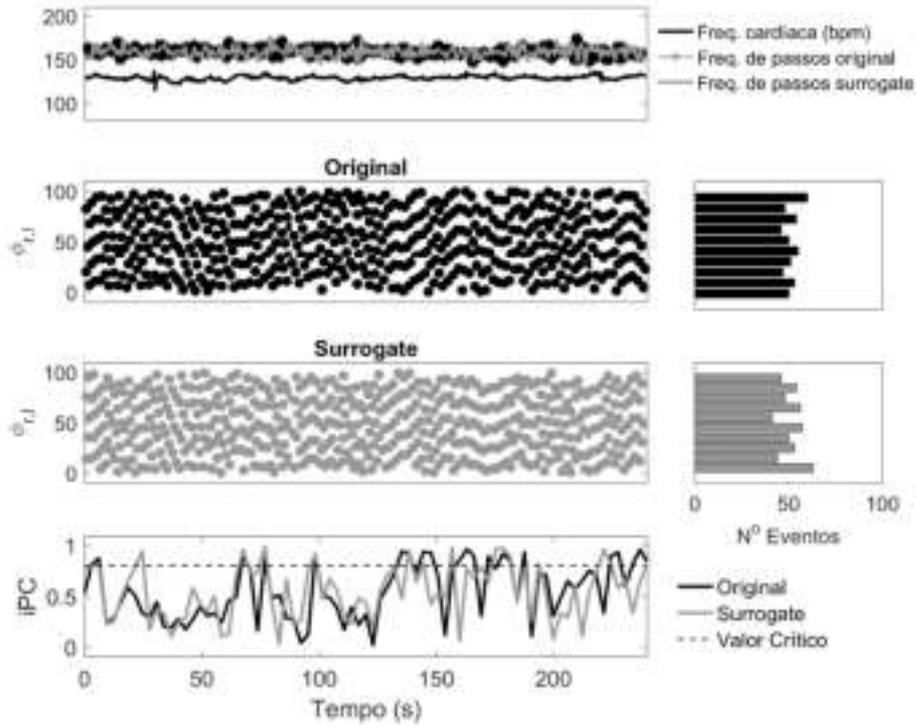


Figura V.14—Razão 5:3, frequência cardíaca (preto), frequência de passadas original (cinza) e frequência de passadas *surrogate*(cinza) (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate*(C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dados originais (preto) e do *surrogate*(D).

V.3.2. Resultados dos testes *crossover* no protocolo com intensidade autoselecionada

Como foram observados três padrões distintos da razão *n:m* de CCL foi necessário realizar o teste *crossover* para cada um dos três padrões observados.

V.3.2.1. Teste *crossover* usando a razão *n:m* de 2:1

A razão *n:m* foi mantida em 2:1 (dois eventos cardíacos para cada ciclo locomotor) e foram realizados um total de 42 testes *crossover*, mas somente 10 casos de iPC significativos e com estruturas horizontais no sincrograma de fase (Tabela V.8) foram observados.

A FC do sujeito #6 (149 ± 5 bpm), que foi a mais alta, mostrou resultado positivo e significativo no teste *crossover* (Tabela V.8) quando comparada com a frequência de passos (Tabela V.8) dos demais sujeitos (média 156 ± 7 passos/min).

Tabela V.8 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos de iPC significativos para uma razão de 2:1 (dois batimentos cardíacos por ciclo locomotor)

	Frequência de Passos						
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7
FC							
#1		()					
#2	*		()				*
#3				()			
#4					()		
#5	*					()	*
#6	(*)	*	*	*	*	*	*
#7							()

*Índice de probabilidade condicional (iPC) significativo por pelo menos 60 s; FC - frequência cardíaca.

V.3.2.2. Teste crossover usando a razão n:m de 3:2

A razão *n:m* foi mantida em 3:2 (três batimentos cardíacos para dois ciclos locomotores) e, novamente, foram realizados 42 testes *crossover* e somente 15 casos de iPC significativos e com estruturas horizontais no sincrograma de fase foram observados (Tabela V.9).

O teste *crossover* para a FC dos sujeitos #2, #3 e #6 apresentou resultados significativo quando comparado com a frequência de passos de todos os outros sujeitos (Tabela V.9). A FC do sujeito #5 (130 ± 2 bpm) foi significativa quando comparada com a frequência de passos dos sujeitos #1 (158 ± 3 passos/min), #2 (163 ± 4 passos/min) e #3 (160 ± 5 passos/min) (Tabela V.9).

Tabela V.9 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos de iPC significativos para uma razão de 3:2 (três batimentos cardíacos para dois ciclos locomotores)

	Frequência de Passos						
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7
FC							
#1	*	*	*	*			
#2	*	(*)		*		*	*
#3			(*)				
#4			*	(*)			
#5					()		
#6		*	*	*	*	(*)	*
#7							()

*Índice de probabilidade condicional (iPC) significativo por pelo menos 60 s; FC - frequência cardíaca.

V.3.2.3. Teste crossover usando a razão n:m de 5:3

Finalmente, a razão *n:m* de 5:3 (cinco batimentos cardíacos para três ciclos locomotores) foi mantida para realizar novamente 42 testes *crossover* e somente 24 casos de iPC significativos e com estruturas horizontais no sincrograma de fase foram observados (Tabela V.10).

O teste *crossover* para a FC (149 ± 2 bpm) do sujeito #1 apresentou resultado significativo quando comparado com a frequência de passos dos sujeitos #4 e #6 (Tabela V.10) O *crossover* para a FC dos sujeitos #6 (155 ± 2 bpm) e #7 (136 ± 3 bpm) foi significativo quando comparado com a frequência de passos dos sujeitos #1, #2, #3, e #4 (Tabela V.10). Por outro lado, a frequência de passos do sujeito #6 mostrou cinco resultados significativos (Tabela V.10).

Tabela V.10 - Resultado do teste *crossover* mostrando os casos de iPC significativos para uma razão de 5:3 (cinco batimentos cardíacos para três ciclos locomotores)

FC	Frequência de Passos						
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7
#1	()					*	
#2	*	()			*	*	*
#3		*	()		*	*	*
#4		*	*	()	*	*	
#5		*	*	*	(*)		
#6				*	*	(*)	
#7	*	*	*		*		(*)

*Índice de probabilidade condicional (iPC) significativo por pelo menos 60 s; FC - frequência cardíaca.

CAPITULO VI

DISCUSSÃO

A principal motivação para o presente trabalho foi a dúvida sobre a existência da coordenação cardiocomotora durante a corrida, devido à existência de alguma interação fisiológica. Os estudos documentados na literatura vinham encontrando evidências de um possível acoplamento, quando o ritmo cardíaco era induzido a coincidir com a frequência de passos por meio do protocolo de exercício adotado. Entretanto, os métodos de avaliação adotados em tais estudos pareciam também sensíveis a coincidências. Assim, procurou-se por meio de três diferentes protocolos de exercício distintos, criar condições favoráveis à eventual ocorrência de CCL, e então utilizar os métodos de *surrogate crossover* para confirmar ou descartar a detecção de CCL devida ao acaso.

O primeiro protocolo foi realizado conforme proposto por NOMURA et al. (2001) onde a cadência de passadas foi orientada com o auxílio de um metrônomo. No segundo protocolo a CCL foi avaliada em um teste de esforço máximo com o intuito de mostrar que quando a FC alcança a frequência de passos também ocorre a CCL. No terceiro protocolo o avaliado realizava o ajuste da intensidade de esforço de forma livre e sem qualquer informação da frequência de passos ou da resposta da FC.

Adicionalmente, o teste *crossover* foi exaustivamente empregado para os sinais de FC comparado com os sinais da frequência de passos coletados nos três diferentes protocolos de exercício.

VI.1. Protocolo #1

VI.1.1.Coordenação cardiolocomotora orientado por estímulo audiovisual e carga constante

O principal resultado do presente estudo foi que as medidas positivas para CCL durante a corrida ocorreram por acaso porque a FC e a frequência de passos ficaram localizados na mesma faixa de frequência, forçada pelo protocolo.

Os dados da frequência de passos apresentaram uma baixa variabilidade (Figura V.4) conforme avaliado pelo coeficiente de variação. Isto garantiu uma frequência de passos alvo para ser alcançada pela FC reproduzindo de forma eficaz o protocolo proposto por NOMURA *et al.* (2001). Além disso, os achados sobre a variabilidade da frequência de passadas estão de acordo com outros estudos da literatura (NAKAYAMA *et al.*, 2010; MEARDON *et al.*, 2011) mostrando que os sujeitos correram de forma orientada pelo estímulo audiovisual (NOMURA *et al.*, 2001) eliciado pelo metrônomo. Assim, com o fornecimento de realimentação sobre o ritmo locomotor, procurou-se favorecer ao máximo a coincidência dos ritmos ao final do protocolo, de modo a favorecer a eventual ocorrência de CLC e, ao mesmo tempo, mostrar que a coincidência forçada também leva a resultados positivos de detecção, quer por meio dos sincrogramas, quer pelo teste estatístico (iPC). Tal estudo permitiu mostrar que o protocolo de exercício utilizado pode ter gerado grande influência nos resultados dos estudos anteriores (NOMURA *et al.* 2001; NOMURA *et al.*, 2003), por ter forçado o aparecimento de forma artificial da CCL.

Por outro lado, a maioria dos sujeitos apresentou uma FC compatível com o protocolo proposto alcançando a frequência alvo de 152 passos/min ao final do protocolo. Não foi observada diferença significativa entre a FC e a frequência de passos e isto mostra que esses osciladores estavam na mesma banda de frequência (Tabela V.1).

Ao se analisar os diagramas do sincrograma de fase (Figura V.1) também foi observado a existência de dois batimentos dentro de um ciclo de passadas da perna direita.

Este estudo permitiu mostrar que o protocolo proposto por NOMURA *et al.* (2001) não permite assegurar a ocorrência efetiva de CCL, posto que tanto o sincrograma de fase quanto o iPC apresentaram resultados positivos mesmo em casos de mera coincidência da FC e da frequência de passos. Para tanto, o teste *crossover* foi exaustivamente empregado para os sinais coletados, suportando a hipótese de inexistência de CLC durante a corrida.

O iPC apresentou um padrão de aumento que seguiu o aumento da FC (Figura V.2A e C). Este dado mostrou que os trechos de $iPC \geq 0,8$ aconteciam quando a FC se aproximava da frequência de passos. O comportamento do ritmo cardíaco era previsível por se tratar de sujeitos jovens e com uma regulação autonômica bem ajustada.

Nas comparações usando a estratégia *crossover* observou-se o mesmo padrão para o iPC e o sincrograma, o que indicaria CCL entre diferentes sujeitos, avaliados em diferentes dias. O grande número de casos positivos para o teste *crossover* mostrou que os métodos de análise de CCL são sensíveis à coincidência causada pelo protocolo de exercício adotado.

VI.2. Protocolo #2

VI.2.1. Protocolo de esforço máximo: quando o ritmo cardíaco passa pelo locomotor

Os achados do protocolo #1 sugeriam fortemente a ausência de CCL durante a corrida, particularmente na condição mais favorável de coincidência dos ritmos cardíaco e locomotor. Dessa forma, um novo protocolo de esforço foi incluído no presente trabalho. A escolha por este tipo de protocolo se deu porque sabe-se que a FC aumenta gradativamente conforme existe o incremento da carga de trabalho. Além disso, como existe o aumento da velocidade da esteira também era esperado um aumento da frequência de passadas, porém numa taxa menor. Com isso, a FC deveria cruzar a frequência de passos em um determinado estágio, em torno do qual era esperado a ocorrência de uma eventual CCL por algum tempo. Os resultados do presente trabalho mostraram que na maioria dos sujeitos o cruzamento ocorreu no terceiro estágio do teste de esforço máximo. Ao se analisar os dados da FC e da frequência de passos observou-se que todos os sujeitos apresentaram estrutura horizontal juntamente com um alto e significativo iPC no trecho em análise.

Novamente, o teste de *crossover* mostrou períodos de valores elevados de iPC entre diferentes sujeitos, sempre localizados nos intervalos onde ocorreram as coincidências de ritmos, sem nenhuma evidência de acoplamento fisiológico.

VI.3. Protocolo #3

VI.3.1.Coordenação cardiocomotora em teste com intensidade autoselecionada

A metodologia do protocolo #3 teve como principal característica a não padronização dos ritmos cardíaco e locomotor uma vez que cada sujeito selecionou a velocidade da esteira de forma autorregulada e, com isso, a intensidade do esforço. Além disso, como cada ritmo biológico oscilou sem qualquer realimentação das respectivas respostas resultou nas diferentes razões $n:m$ e isto corrobora com a hipótese da detecção da CCL de forma acidental, como consequência do protocolo adotado.

A literatura apresenta diferentes razões de acoplamento cardiorrespiratório (BERNASCONI e KOHL, 1993; KABIR *et al.*, 2010), mas não para acoplamento cardiocomotor. No presente estudo, somente um dos sete sujeitos (sujeito #1) apresentou uma razão de 2:1, com a FC média de 149 bpm e frequência de passos de 147 passos/min. A frequência cardíaca inicial muito elevada é sugestiva de baixo condicionamento físico, e, portanto, essa coincidência de ritmos não parece representar uma vantagem fisiológica favorecida pela CCL.

Assim, procurou-se investigar, neste terceiro protocolo, outras possíveis relações de ritmos (razões 3:2 e 5:3), embora a ocorrência destes padrões sejam menos sugestiva de acoplamento cardiocomotor, por suas complexidades de execução.

De um modo geral, nesse estudo a FC foi significativamente mais baixa que a frequência de passos. O coeficiente de variação da FC intrassujeitos foi baixo e o mesmo aconteceu para a frequência de passos. Com isso, a mensuração da força da CCL obedeceu às respectivas razões no padrão de acoplamento. A multiplicidade de resultados não permitiu evidenciar nenhum padrão consistente em toda a amostra, fortalecendo a tese de que os resultados positivos aconteceram ao acaso.

VI.4. Comentários Finais

O presente trabalho foi efetivo na reprodução e aplicação da técnica do *surrogate* nos três diferentes protocolos estudados no corrente estudo. Segundo PALUS e HOYER (1998), o *surrogate* consiste em quebrar a ligação temporal existente em uma série temporal sem, no entanto, afetar a energia do sinal em análise (Figura V.1A vs. Figura V.1B). Esta técnica foi empregada para testar a hipótese de que a detecção de CCL ocorre por acaso, e não por algum mecanismo fisiológico (NOMURA *et al.* 2001; PALUS e HOYER, 1998). Os proponentes da hipótese da existência de CCL por meio de algum mecanismo fisiológico sugeriram que se os dois osciladores são independentes, a relação de fase entre eles deve permanecer a mesma após a realização do *surrogate*. Adicionalmente, mantendo as mesmas características estatísticas dos dados originais. Essa técnica não altera a energia do sinal, apenas embaralha os instantes de detecção do início do ciclo locomotor. Para entender, cada onda R (R_1, R_2, R_3) e início de um ciclo locomotor (L_1, L_2, L_3) é marcado como equivalente a um ciclo oscilatório com 2π de incremento. Nesse processo, os dados do ciclo locomotor são transformados em dados *surrogate* a onda R permanece. Por exemplo, os instantes de ocorrência das ondas R permanece com a ordem original (R_1, R_2, R_3), enquanto a ordem dos eventos locomotores é aleatorizada (L_2, L_1, L_3). O uso dessa técnica permitiu observar o mesmo comportamento para os dados *surrogate* os originais e também na estratégia do *crossover*.

Os dados da frequência de passos original e *surrogate* atenderam ao critério da manutenção da energia (Figura V.1A) uma vez que a média dos dados originais e *surrogate* não sofreu alterações. Ao se comparar os dados do sincrograma de fase em qualquer um dos estudos do presente trabalho observa-se a existência de diferentes padrões nos diagramas mostrados, em algumas análises, as mudanças foram mais

robustas como, por exemplo, na Figura V.2B vs. Figura V.1C (estudo #1), mostrando assim a eficácia dessa ferramenta para o embaralhamento dos instantes de ocorrência da atividade locomotora. Todavia, dado o grande número de resultados positivos após o *surrogate* nos estudos #1 e #2 indica que estas ferramentas não permitem distinguir uma detecção de CCL acidental de uma efetiva coordenação fisiológica.

NOMURA *et al.* (2001 e 2003), defenderam que pela capacidade da técnica do *surrogate* em misturar de forma aleatória os instantes de ocorrência da atividade locomotora, marcada pelo início da contração muscular, foi capaz de rejeitar a hipótese de uma CCL ocorrendo por mero acaso. Em particular, mostraram um exemplo qualitativo onde as estruturas do tipo 2:1 do sincrograma deixaram de ser horizontais após o *surrogate*. Contudo, no presente trabalho, a estratégia do *crossover* foi aplicada em três protocolos distintos e foi observado a detecção de ocorrências de CCL em diferentes sujeitos e protocolos. Estes achados estão de acordo com os achados de KIRBY *et al.* (1992) que encontraram resultados similares aos do corrente estudo em um protocolo distinto. A análise dos resultados cruzados positivos evidenciou que os mesmos tendem a ocorrer sempre que a FC se aproxima da frequência de passos.

Destaca-se ainda que o estudo #3, embora tenha envolvido apenas sete sujeitos, não permitiu identificar nenhuma relação entre os ritmos cardíaco e locomotor que fosse comum à maioria dos sujeitos. A maior contribuição do estudo com intensidade autorregulada é que mesmo na presença de diferentes razões $n:m$ entre os ritmos, observa-se valores significativos de iPC quando os dados da FC e da frequência de passos situaram-se em um múltiplo da frequência média do oscilador considerado na fase estável do protocolo de avaliação. Essa informação, junto com o teste *crossover*, fornece evidências para suportar a hipótese de inexistência da CCL como resultado de interações fisiológicas durante a corrida.

É importante destacar que o critério usado para saber se houve ou não CCL foi baseado no mesmo critério adotado por NOMURA *et al.* (2001). Todavia, o grande número de “falsos positivos” no presente estudo indica claramente que estas ferramentas não são adequadas para inferir sobre a existência de CCL.

CAPITULO VII

CONCLUSÃO

O emprego exaustivo do teste *crossover*, com grande proporção de detecções de CCL entre sinais de diferentes sujeitos, avaliados independentemente em dias diferentes, demonstra claramente que a presença de estruturas do tipo n:m no sincrograma de fase, mesmo com altos valores de iPC, não é suficiente para assegurar a ocorrência de coordenação cardiocomotora durante diferentes protocolos de corrida.

Não foi encontrada nenhuma evidência de um mecanismo fisiológico responsável pela CCL durante a corrida.

A técnica do *surrogat*enão se mostrou apropriada para testar se a CCL é um fenômeno fisiológico ou se ocorre por acaso, pois de um modo geral o ritmo locomotor manteve-se razoavelmente estável durante todo o protocolo, diminuindo o potencial efeito desta técnica.

O presente estudo não é suficiente para descartar a ocorrência de um eventual acoplamento cardiocomotor durante a caminhada ou a corrida em um determinado ritmo. Entretanto, a determinação de tal acoplamento requer o emprego de novos métodos de avaliação que não permitam a ocorrência de falsos positivos.

REFERENCIAS VIII

ARENA, R., HUMPHREY, R., PEBERDY, M.A., MADIGAN, M., 2002 “Comparison of oxygen uptake on-kinetic calculations in heart failure”. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 34(10):1563-1569.

ASTRAND, P.O., RODAHL, K., DAHL, H.Á., STROMME, S.B., 2006 “Tratado de fisiologia do trabalho: Bases fisiológicas do exercício”. **4. ed. Porto Alegre: Artmed.**

BAHRAMINASAB, A., KENWRIGHT, D., STEFANOVSKA, A., GHASEMI, F., MCCLINTOCK, P.V., 2008 “Phase Coupling in the Cardiorespiratory Interaction”. **IET IET Systems Biology**, 2(1):48-54.

BASSETT, D.R.E., HOWLEY, E.T., 2000 “Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance”. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, 32(1):70-84.

BERNASCONI, P.E., KOHL, J., 1993 “Analysis of co-ordination between breathing and exercise rhythms in man”. **The Journal of Physiology**, 471:693-706.

CAPPELLINI, G., IVANENKO, Y.P., POPPELE, R.E., LACQUANITI, F., 2006 “Motor patterns in human walking and running”. **Journal of Neurophysiology**, 95(6):3426-3437.

GARCIA, A.J.3R.D., KOSCHNITZKY, J.E., DASHEVSKIY, T., RAMIREZ, J.M., 2013 “Cardiorespiratory coupling in health and disease”. **Autonomic Neuroscience: basic & clinical**, 175(1-2):26-37.

GLASS, L., 2001 “Synchronization and rhythmic processes in physiology”. **Nature**. 410(6825):277-284.

HAUSDORFF, J.M., PURDON, P.L., PENG, C.K., LADIN, Z., WEI, J.Y., GOLDBERGER, A.L., 1996 “Fractal dynamics of human gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations”. **Journal of Applied Physiology**, 80:1448-1457.

HERMENS, H.J., 2000 “Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures”. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, 10(5):361-374.

HODGES, P.W., BUI, B.H., 1996 “A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography”. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 101(6):511-519.

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

KABIR, M.M., DIMITRI, H., SANDERS, P., ANTIC, R., NALIVAICO, E., ABBOTT, D., BAUMERT, M., 2010 “Cardiorespiratory phase-coupling is reduced in patients with obstructive sleep apnea”. **PLoS One**, 13;5(5):e10602.

- KARAMANIDIS, K., ARAMPATZIS, A., BRÜGGEMANN, G.P., 2004 “Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques”. **Gait & posture**, 19(2):115-123.
- KIRBY, R.L., ATKINSON, S.M., DONVILLE, J.E., URDANG, M.F., STANLEY, D.A., GUPTA, S.K., MACLEOD, D.A., 1992 “Failure of accentuated vertical body movements to induce cardiac-locomotor coupling”. **Journal of Applied Physiology**, 72(4):1368–1374.
- KIRBY, R.L., MACLEOD, D.A., MARBLE, A.E., 1989 “Coupling between cardiac and locomotor rhythms: the phase lag between heart beats and pedal thrusts”. **Angiology**, 40(7):620–625.
- MCDERMOTT, W.J., VAN EMMERIK, R.E., HAMILL, J. 2003 “Running training and adaptive strategies of locomotor-respiratory coordination”. **European Journal of Applied Physiology**, 89(5):435-444.
- MEARDON, S.A., HAMILL, J., DERRICK, T.R., 2011 “Running injury and stride time variability over a prolonged run”. **Gait & Posture**, 33(1):36-40.
- MELLO, R.G., OLIVEIRA, L.F., NADAL, J., 2007 “Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram”. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, 87(1):28–35.
- MESTE, O., BLAIN, G.E., BERMON, S., 2009 “Analysis and processing of heart rate variability by time-frequency representation: quantification of the pedaling frequency modulation. Conference proceedings□ : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society”. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, Annual Conference, 5–8.
- MURATA, J., MATSUKAWAK, KOMINE, H., TSUCHIMOCHI, H., e NAKAMOTO, T., 2004 “Central inhibition of the aortic baroreceptors-heart rate reflex at the onset of spontaneous muscle contraction”. **Journal of Applied Physiology** (1985); 97(4):1371-1378.
- NAKAYAMA, Y., KUDO, K., OHTSUKI, T., 2010 “Variability and fluctuation in running gait cycle of trained runners and non-runners”. **Gait & Posture**, 31(3):331-335.
- NIIZEKI, K., 2005 “Intramuscular pressure-induced inhibition of cardiac contraction: implications for cardiac-locomotor synchronization”. **American Journal of Physiology. Regulatory, integrative and comparative physiology**, 288(3):R645–R650.
- NIIZEKI, K., KAWAHARA, K.E., MIYAMOTO, Y., 1993 “Interaction among cardiac, respiratory, and locomotor rhythms during cardiocomotor synchronization”. **Journal of Applied Physiology**, 75(4):1815–1821.
- NIIZEKI, K., KAWAHARA, K.E., MIYAMOTO, Y., 1993 “Interaction among cardiac, respiratory, and locomotor rhythms during cardiocomotor synchronization”. **Journal of Applied Physiology**, 75(4):1815–1821.

NOMURA, K., TAKEI, Y., YANAGIDA, Y., 2003 “Comparison of cardio-locomotor synchronization during running and cycling”. **European Journal of Applied Physiology**, 89(3-4):221–229.

NOMURA, K., TAKEI, Y.E., YANAGIDA, Y., 2001 “Analyzing entrainment of cardiac and locomotor rhythms in humans using the *surrogate* data technique”. **European Journal of Applied Physiology**, 84(5):373–378.

NOMURA, K., TAKEI, Y.E., YOSHIDA, M., 2006 “Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans”. **European Journal of Applied Physiology**, 97(2): 240-247.

O’ROURKE & AVOLIO, 1992 “Improved cardiovascular performance with optimal entrainment between heart rate and step rate during running in humans”. **Coronary Artery Disease**, 3:863-869.

PALUS, M., HOYER, D., 1998 “Detecting nonlinearity and phase synchronization with *surrogate* data”. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**. 17(6):40-45.

ROSENBLUM, M., PIKOVSKY, A.E., KURTHS, J. 1996 “Phase synchronization of chaotic oscillators”. **Physical review letters**, 76(11):1804–1807.

ROSENBLUM, M.E., & PIKOVSKY, A., 2003 “Synchronization: From pendulum clocks to chaotic lasers and chemical oscillators”. **Contemporary Physics**, 44(5):401–416.

RZECZINSKI, S., JANSON, N.B., BALANOV, A.G., e MCCLINTOCK, P.V.E., 2002 “Regions of cardiorespiratory synchronization in humans under paced respiration”. **Physical Review**, 66(5):051909.

SAUL, J.P., 1990 “Beat-to-beat variations of heart rate reflect modulation of cardiac autonomic outflow”. **Physiology** 5(1):32-37.

SCHÄFER, C., ROSENBLUM, M., KURTHS, J., HANS-HENNING, A., 1998 “Heartbeat synchronized with ventilation”. **Nature**, 392(6673):239–240.

SHIBATA, S., ZHANG, R., HASTINGS, J., FU, Q., OKAZAKI, K., IWASAKI, K., LEVINE, B.D. 2006 “Cascade model of ventricular-arterial coupling and arterial-cardiac baroreflex function for cardiovascular variability in humans”. **American journal of physiology**. **Heart and Circulatory Physiology**, 291(5):H2142-51.

SILVA, L.P., 2009 “Efeitos do treinamento resistido, isolado e após treinamento aeróbio, sobre a variabilidade da frequência cardíaca e a pressão arterial de homens com idades entre 40 e 60 anos”. **Tese de D.Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brasil.**

STEFANOVSKA, A., HAKEN, H., MCCLINTOCK, P.V.E., HOŽIČ, M., BAJROVIĆ, F., RIBARIČ, S., 2000 “Reversible transitions between synchronization states of the cardiorespiratory system”. **Physical Review Letters**. 85(22):4831–4834.

TAKEUCHI, S., NISHIDA, Y., & MIZUSHIMA, T., 2014 “Effects of Synchronization between Cardiac and Locomotor Rhythms on Oxygen Pulse during Walking”. **Journal of Sports Science & Medicine**, 13(4): 881–887.

TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY, 1996 “Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use”. **European Heart Journal**, 17(3):354-81.

TASS, P., ROSENBLUM, M.G., WEULE, J., KURTHS, J., PIKOVSKY, A., VOLKMANN, J., SCHNITZLER, A., AND FREUND, H.J., 1998 “Detection of n:m Phase Locking from Noisy Data: Application to Magnetoencephalography”. **Physical Review Letters**, v. 81, pp.3291–3294.

VEJMELKA, M., PALUS, M., LEE, W.T., 2009 “Phase synchronization analysis by assessment of the phase difference gradient”. **Chaos**, 19(2):023120.

ANEXO A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA PROGRAMA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Você está sendo convidado(a) para participar, como voluntário(a), da pesquisa intitulada “**Acoplamento Cardiolocomotor: Adaptação ao Treinamento**”.

Esta coleta de dados esta sendo realizada como parte do trabalho de Doutorado do Pesquisador Lucenildo Silva Cerqueira. O Respectivo estudo será realizado sob a orientação dos Professores Roger Gomes Tavares de Mello e Jurandir Nadal (da Universidade Federal do Rio de Janeiro) todos serão os responsáveis pela pesquisa e pretendem realizar um estudo com as seguintes características:

O objetivo desta pesquisa é determinar como o ritmo cardíaco será afetado pelo o ritmo da contração muscular e pela variabilidade da frequência de passadas. Adicionalmente, pretende-se investigar a influência do condicionamento físico sobre o fenômeno estudado.

Justificativa

A corrida é amplamente executada com o objetivo de fortalecer os sistemas orgânicos trazendo benefícios para a saúde. O entendimento de ocorre a sincronia dos diferentes sistemas orgânicos nessa modalidade é fundamental para o desenvolvimento de índices de saúde e para aprimorar o rendimento esportivo. O sincronismo dos sistemas orgânicos é pode ser fundamental para o rendimento o exercício e pode possibilitar a utilização eficiente da energia.

Procedimentos de avaliação

A avaliação será realizada em dois diferentes dias. No primeiro dia será realizada uma avaliação inicial através de questionários para a estratificação de riscos associados com a prática de exercícios físicos, avaliação antropométrica e familiarização com os equipamentos. No segundo dia serão realizados testes submáximos de corrida na esteira ergométrica. Segue abaixo os procedimentos detalhados:

Medidas da atividade elétrica do coração

A atividade elétrica do coração durante a corrida na esteira será avaliada com

um equipamento chamado eletromiógrafo para a obtenção do eletrocardiograma. Serão acoplados eletrodos na pele no quinto espaço intercostal esquerdo e na altura do osso esterno (peito). Para diminuir a interferência da pele será friccionado álcool com algodão e retirada de pelos nos locais a serem posicionados os eletrodos.

Medidas da atividade elétrica muscular

A atividade elétrica do músculo da coxa e da perna durante a corrida na esteira será avaliada com um equipamento chamado eletromiógrafo. Serão colocados eletrodos na pele da sua coxa e perna ambos na parte da frente e também na parte de trás da perna. Para diminuir a interferência da pele será friccionado álcool com algodão e retirada de pêlos nos locais a serem posicionados os eletrodos.

Todos os materiais utilizados serão estéreis e descartáveis.

Procedimentos de segurança

Todos os experimentos serão realizados na Escola Naval que dispõe de assistência adequada em caso de intercorrências. Todos os testes serão realizados em horários compatíveis com o serviço de plantão médico, dispondo-se de carrinho de parada cardiorrespiratória e ambulância equipada com UTI móvel.

Benefícios aos participantes e para a sociedade

O presente estudo poderá ter como benefícios diretamente aos participantes as informações relacionadas ao seu condicionamento físico, para que possa aplicar no seu programa de exercícios. Além disso, o conhecimento adquirido com o estudo poderá contribuir para melhorar as prescrições de exercícios físicos para a população em geral e para os militares.

Riscos

Não é raro que o teste físico de esforço submáximo proporcione dores no músculo, principalmente, no dia seguinte. Entretanto, raramente se prolonga por mais de dois dias. Problemas cardíacos (do coração) durante o teste físico são raros e todo cuidado anterior está sendo tomado para evitar estes casos, tais como exclusão dos voluntários que apresente problemas no coração, bem como, o acompanhamento médico com os devidos aparelhos para os primeiros socorros.

Garantia de acesso

Em qualquer fase do estudo você terá pleno acesso aos pesquisadores responsáveis pelo projeto no Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Centro de Tecnologia - Bloco H sala 335, Cidade Universitária, Ilha do Fundão, Rio

de Janeiro/RJ - CEP 21941-914, ou pelos telefones (21) 2562-8577(Jurandir Nadal ou Roger Gomes Tavares de Mello); Lucenildo Silva Cerqueira: (21) 9539-6001; (21) 2562-8590 ou lucenildo@msn.com. Havendo necessidade, será possível, ainda, entrar em contato com o Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da UFRJ, Rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco, 255, 1º. Andar, Sala 01D-46, Cidade Universitária, Rio de Janeiro, RJ, ou pelo telefone 3938-2480, de segunda a sexta-feira, das 8 às 15 horas, ou através do e-mail: cep@hucff.ufrj.br

Garantia de liberdade

Sua participação neste estudo é absolutamente voluntária. Dentro deste raciocínio, todos os participantes estão integralmente livres para, a qualquer momento, negar o consentimento ou desistir de participar e retirar o consentimento, sem que isto provoque qualquer tipo de penalização. Lembramos, assim, que sua recusa não trará nenhum prejuízo à relação com o pesquisador ou com a instituição e sua participação não é obrigatória. Mediante a aceitação, espera-se que você responda o questionário.

Direito de confidencialidade e acessibilidade

Os dados coletados poderão ser utilizados futuramente para publicações em periódicos, porém qualquer informação que permita sua identificação será mantida em sigilo. Os dados não serão divulgados de forma a possibilitar a identificação do participante e ninguém, com exceção dos próprios pesquisadores, poderá ter acesso aos resultados da pesquisa. Cada participante somente poderá ter acesso aos próprios resultados.

Despesas e compensações

Você não terá, em momento algum, despesas financeiras pessoais. As despesas, assim, se porventura ocorrer, serão de responsabilidade dos próprios pesquisadores. Também, não haverá compensação financeira relacionada à sua participação. As despesas de transporte ficarão por conta dos pesquisadores.

Em caso de dúvidas ou questionamentos, você pode se manifestar agora ou em qualquer momento do estudo para explicações adicionais.

Consentimento

Eu, _____,
acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo
acima citado.

Declaro, assim, que discuti com os pesquisadores Lucenildo Silva Cerqueira, Roger
Gomes Tavares de Mello e Jurandir Nadal sobre minha decisão em participar desse
estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos
a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de
esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de
despesa. Concordo, voluntariamente, em participar desse estudo e poderei retirar o
meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidade
ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido em seu
atendimento nesta instituição. Eu receberei uma cópia desse Termo de Consentimento
Livre e Esclarecido (TCLE) e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa
pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu (ou meu representante legal) e o
pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na
última folha.

Rio de Janeiro,

Nome

Data: ___ / ___ / _____

Assinatura do voluntário

Data: ___ / ___ / _____

Assinatura do pesquisador

ANEXO B - Coordenação cardiocomotora orientado por estímulo

Sujeito #1

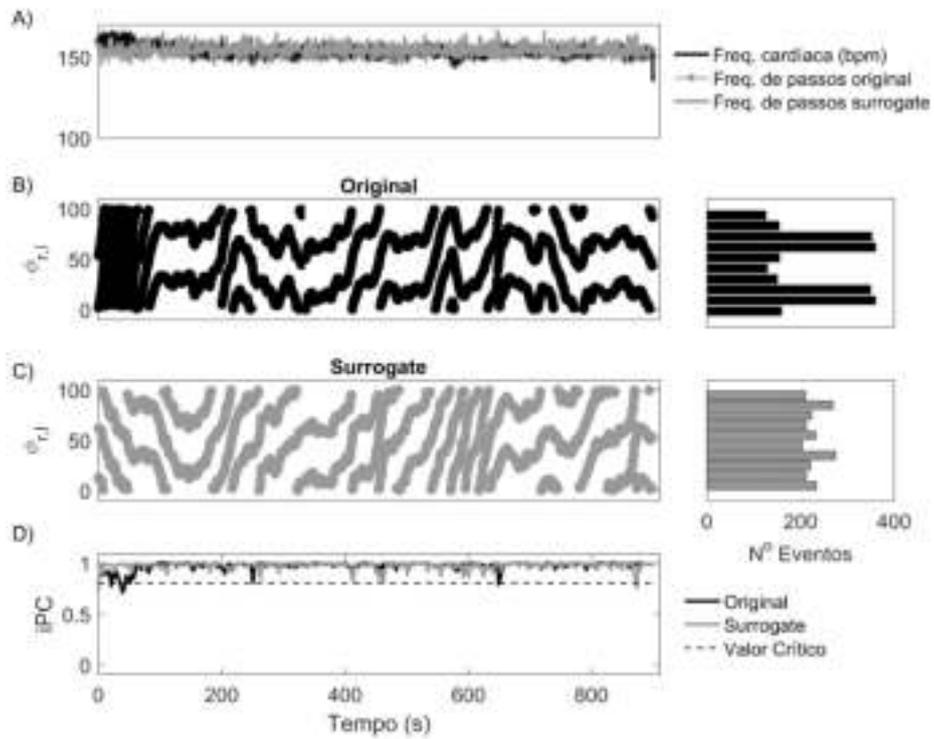


Figura B.1

Sujeito #2

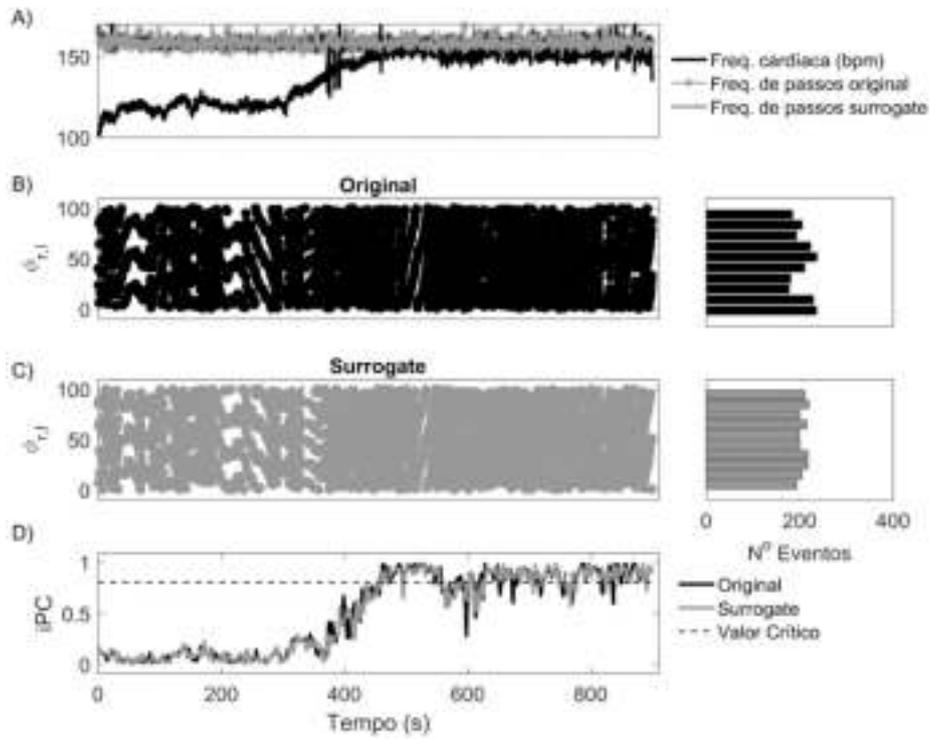


Figura B.2

Sujeito #3

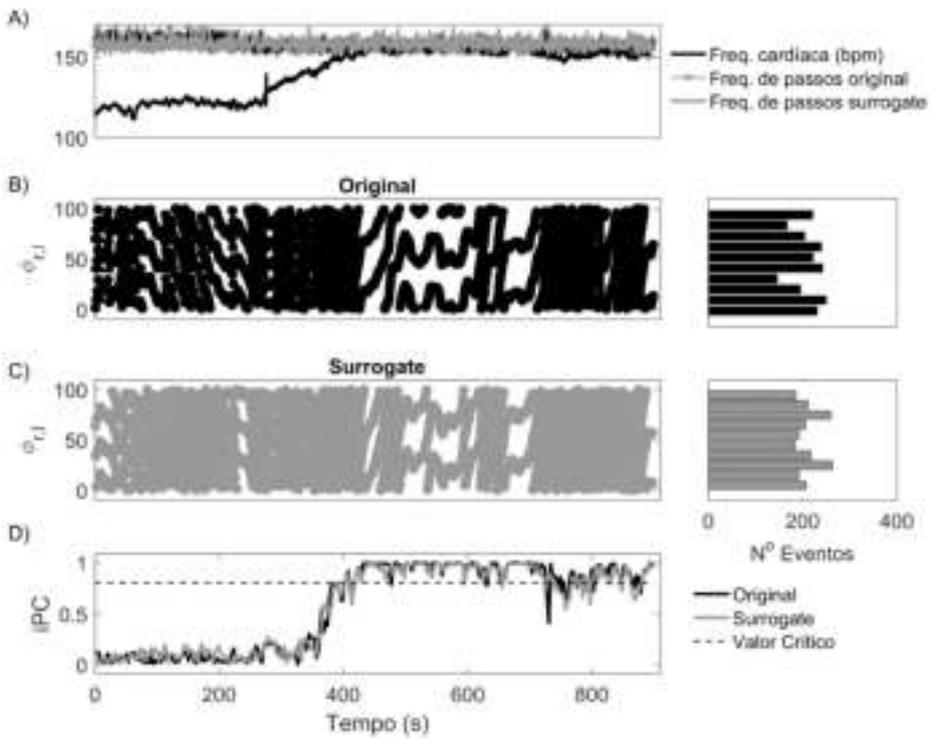


Figura B.3

Sujeito # 4

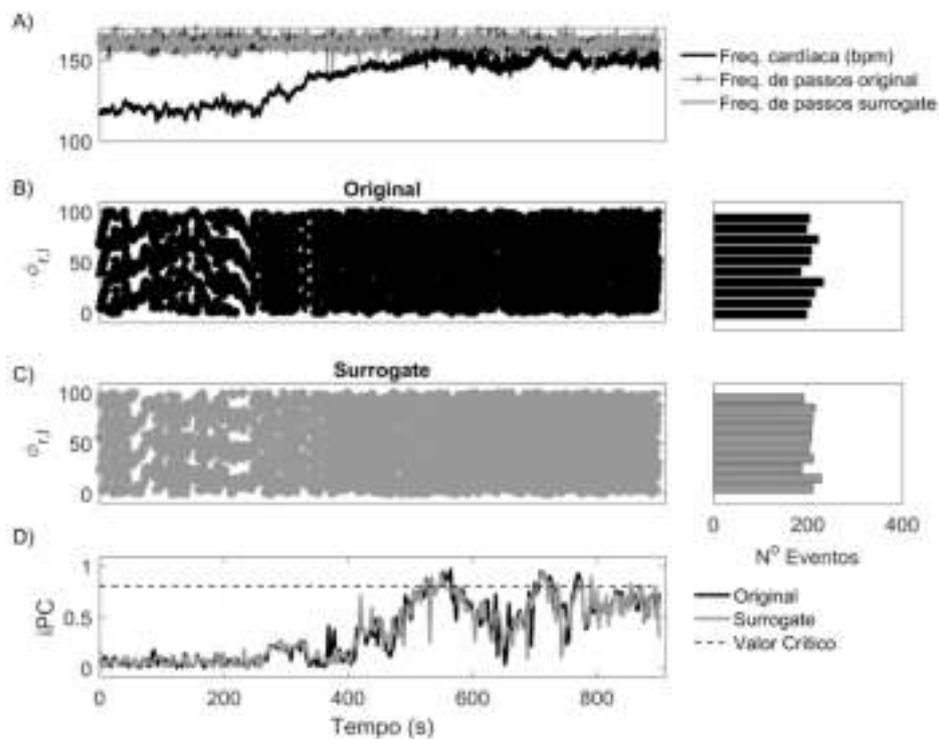


Figura B.4

Sujeito #5

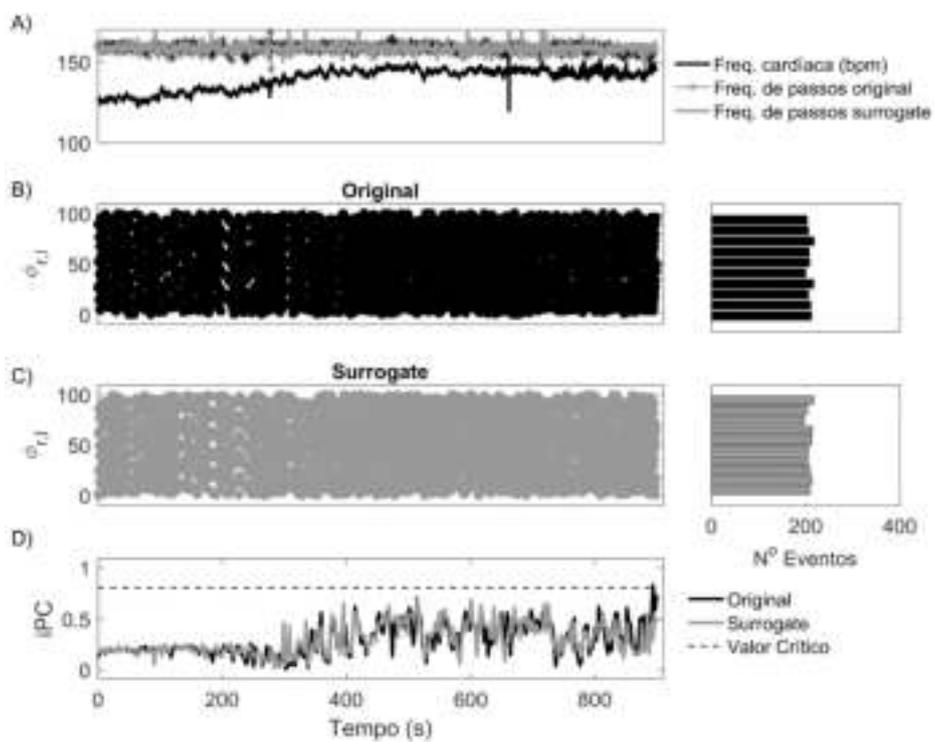


Figura B.5

Sujeito #6

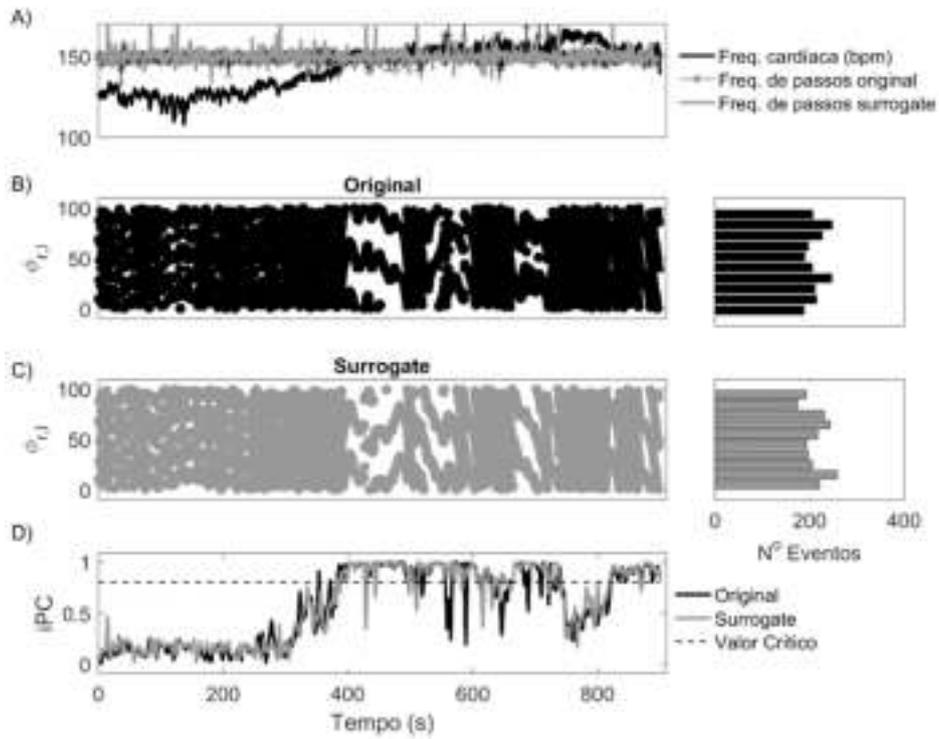


Figura B.6

Sujeito #7

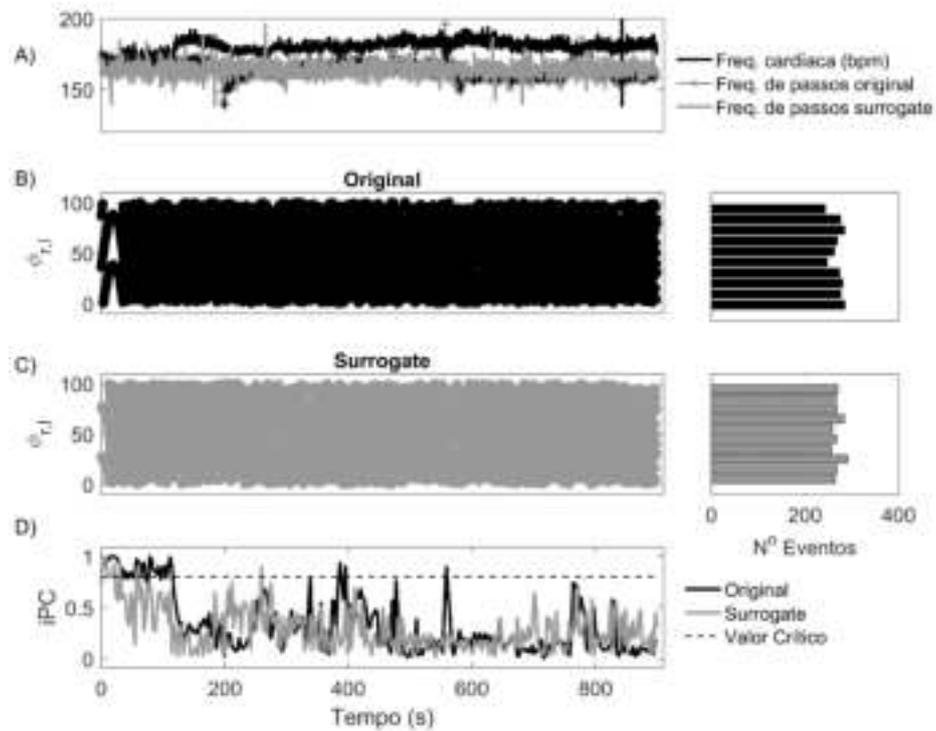


Figura B.7

Sujeito #8

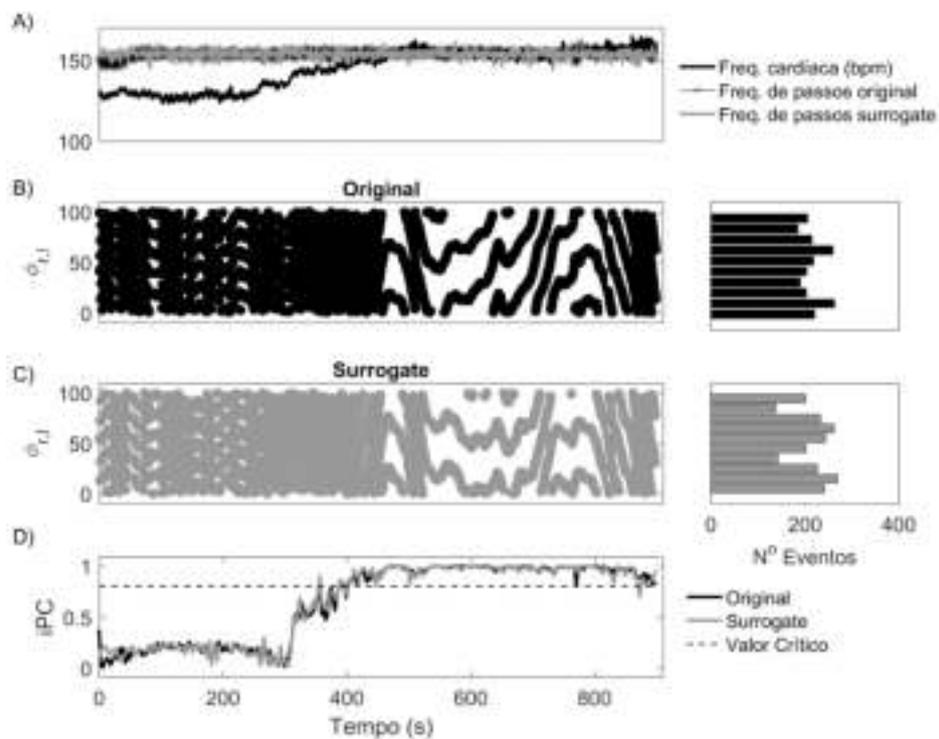


Figura B.8

Sujeito #9

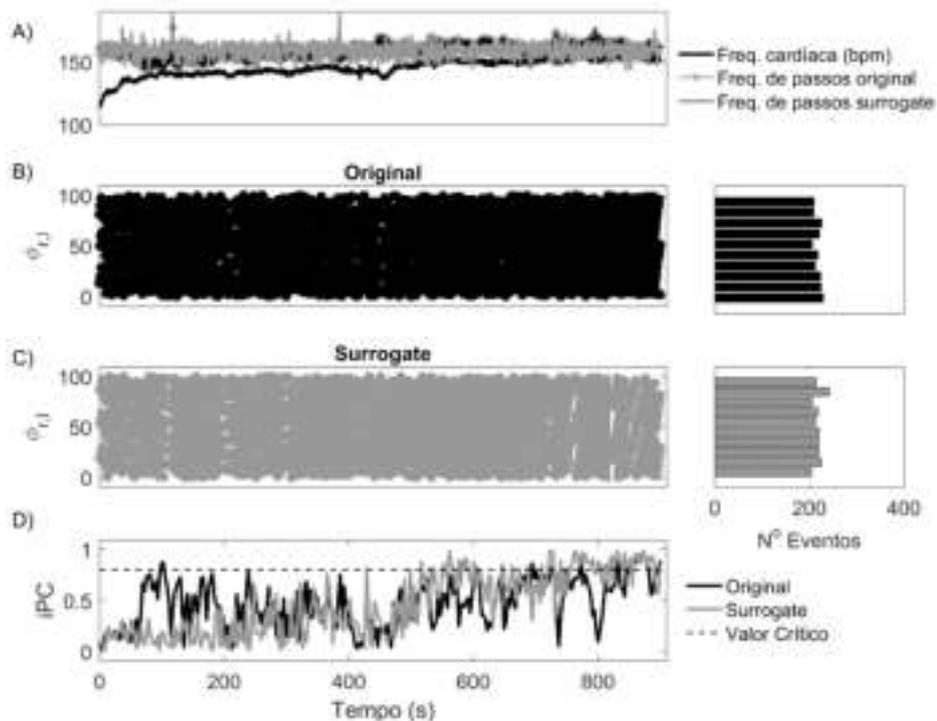


Figura B.9

Sujeito #10

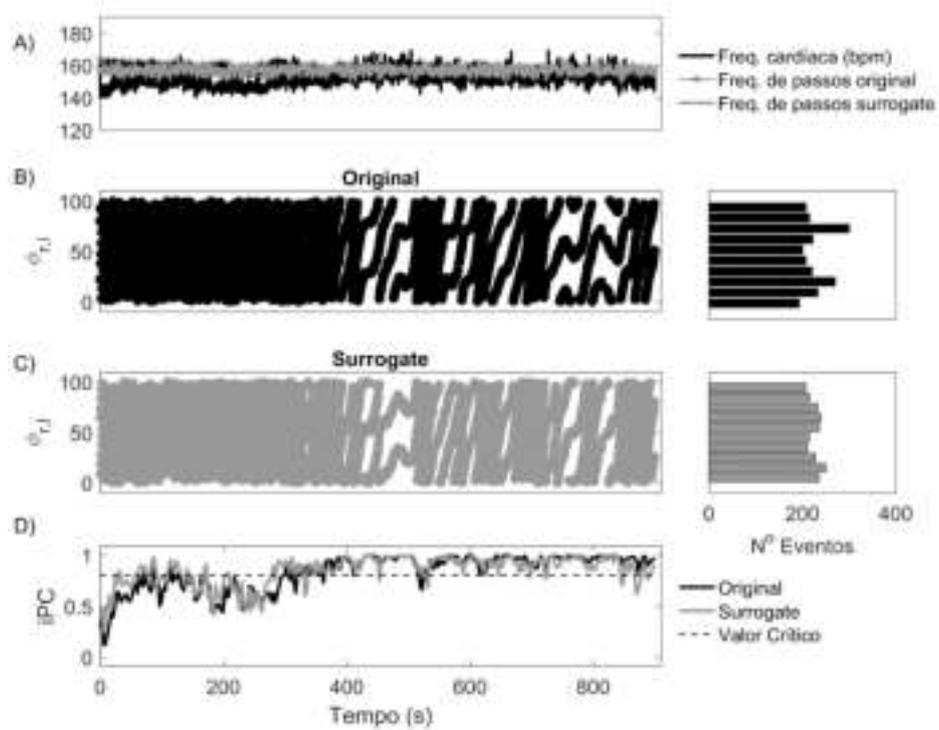


Figura B.10

ANEXO C - Testes *crossover* protocolo orientado por estímulo audiovisual e carga constante

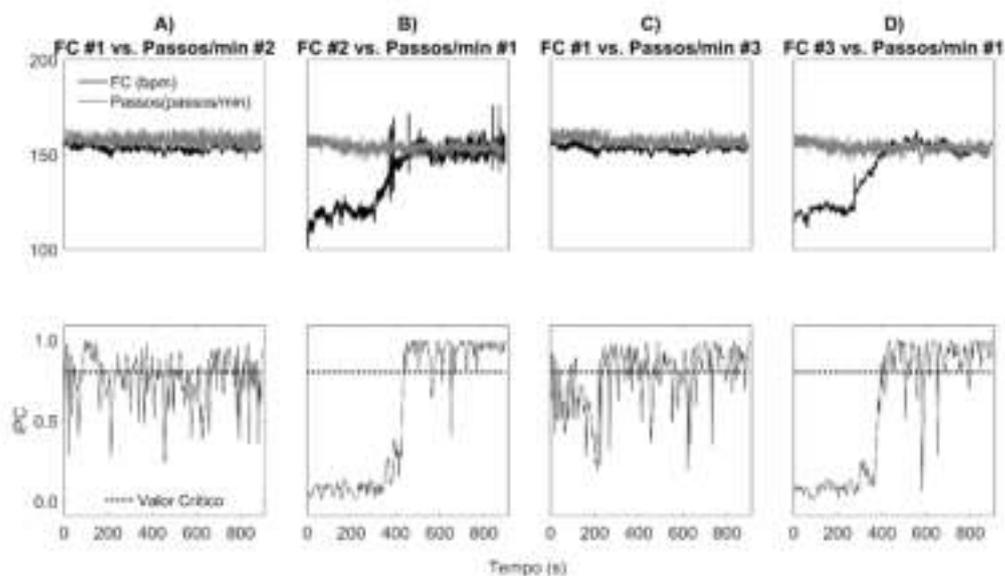


Figura C.1

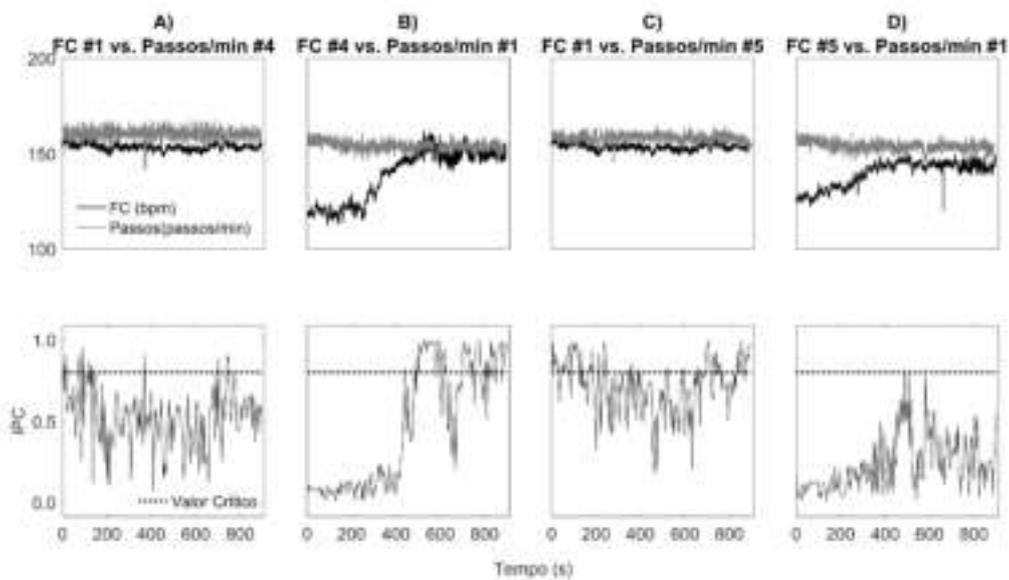


Figura C.2

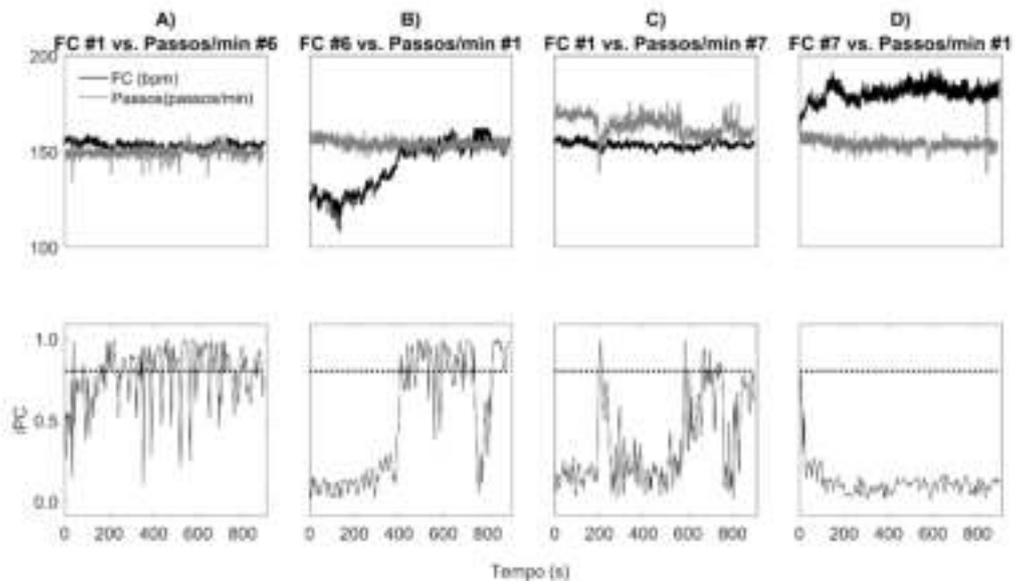


Figura C.3

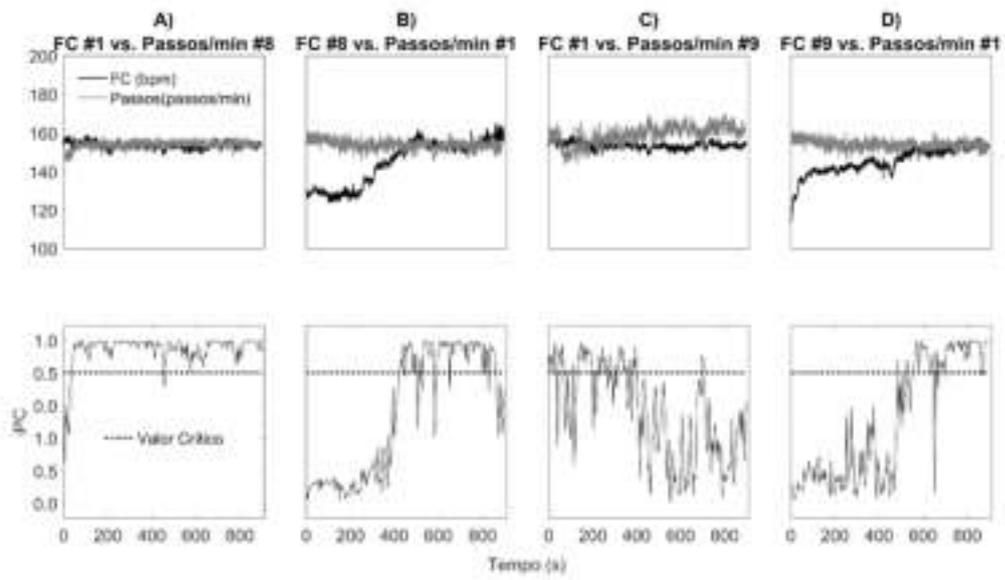


Figura C.4

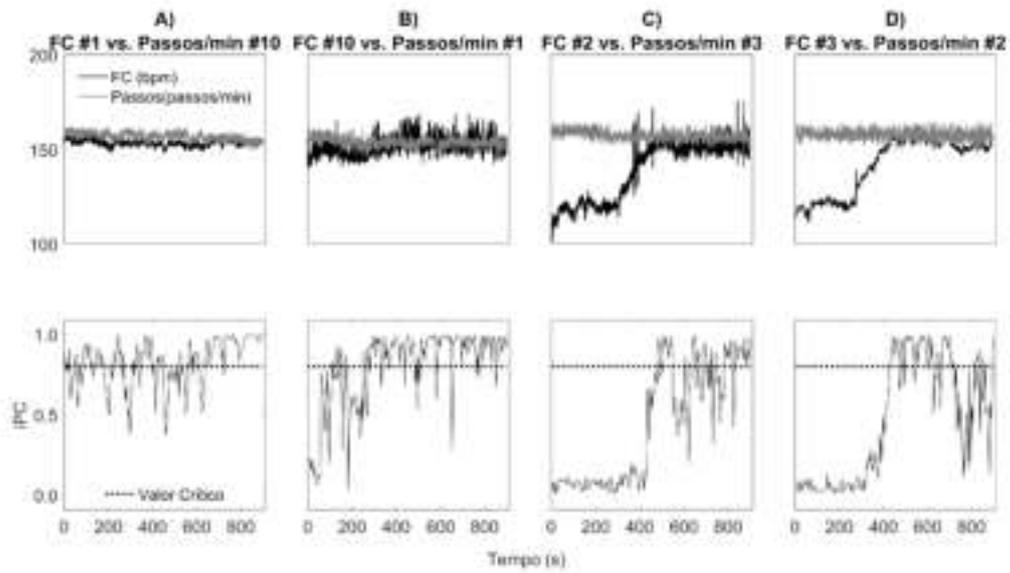


Figura C.5

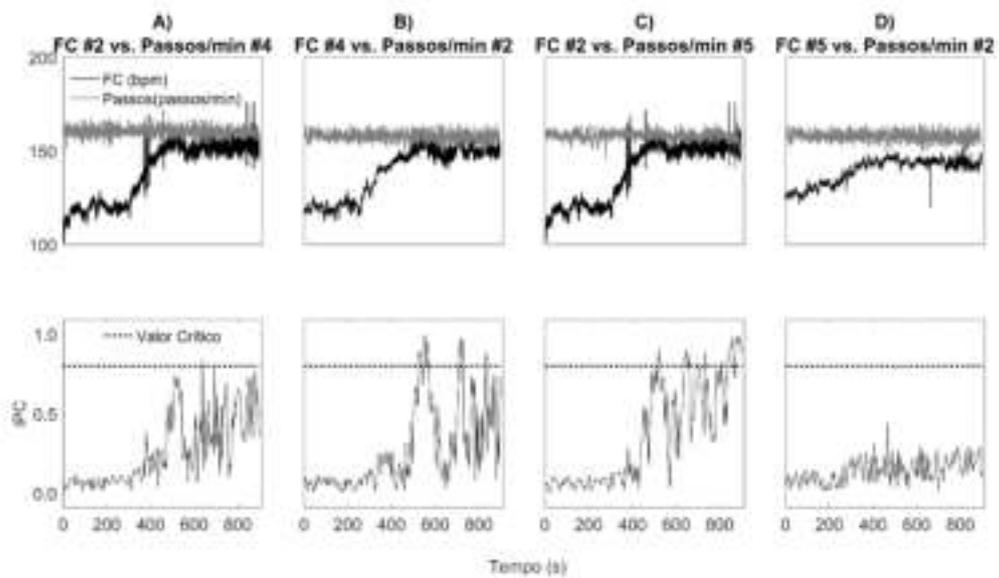


Figura C.6

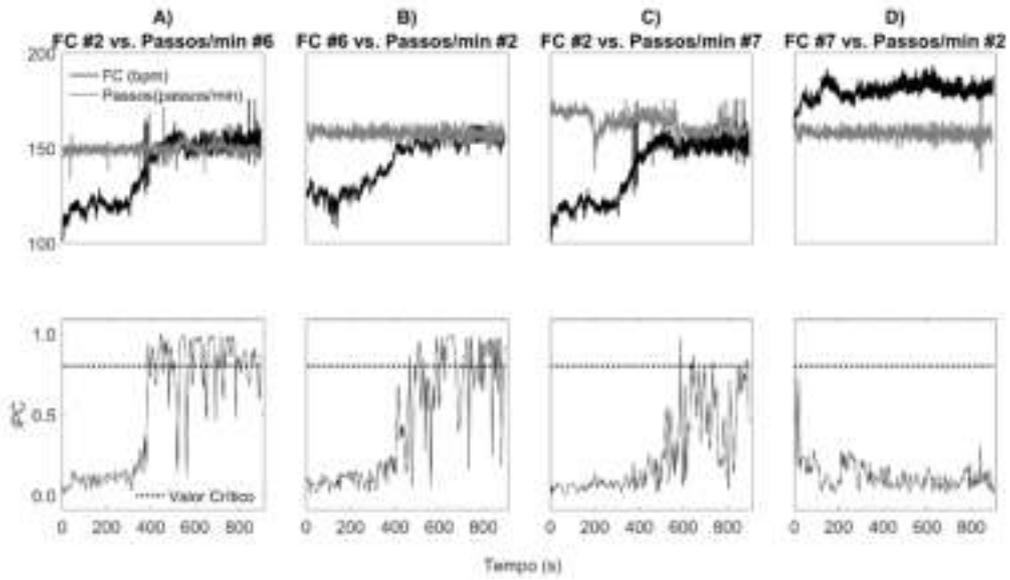


Figura C.7

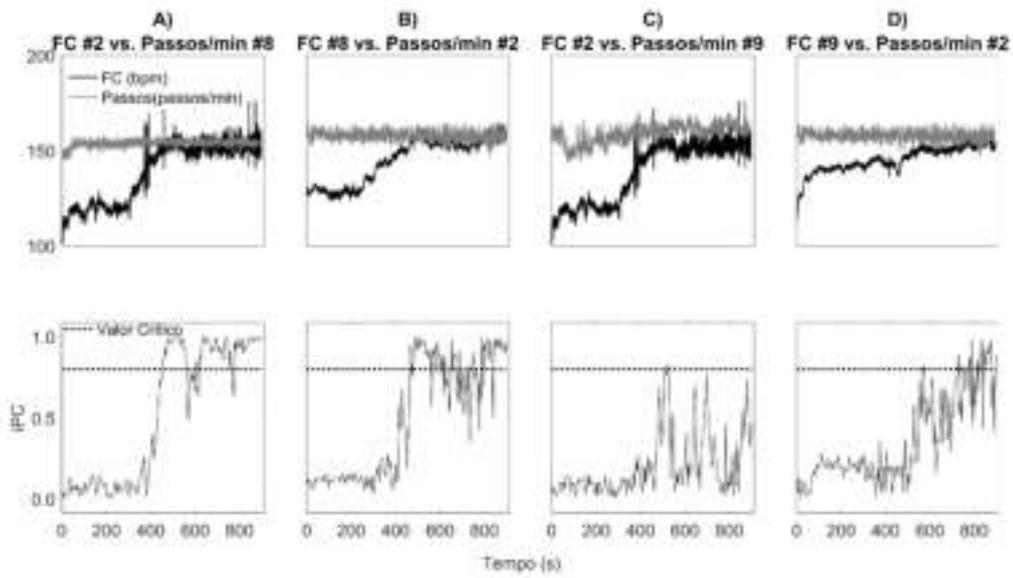


Figura C.8

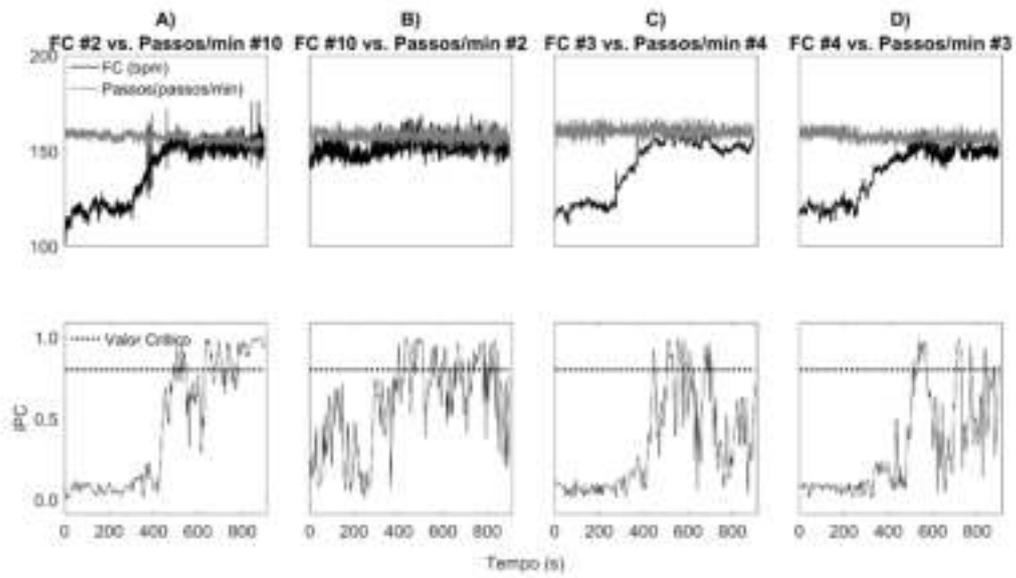


Figura C.9

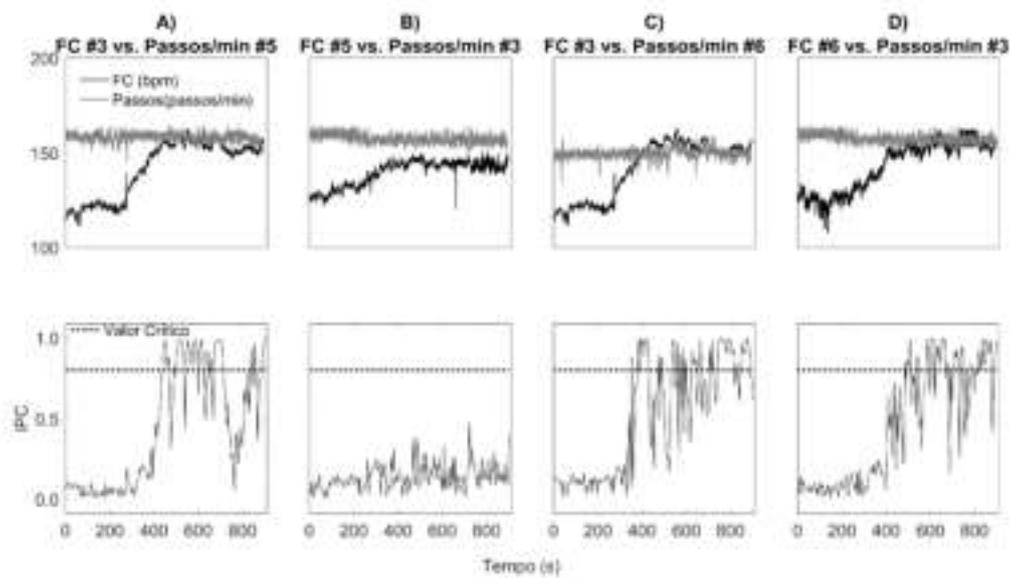


Figura C.10

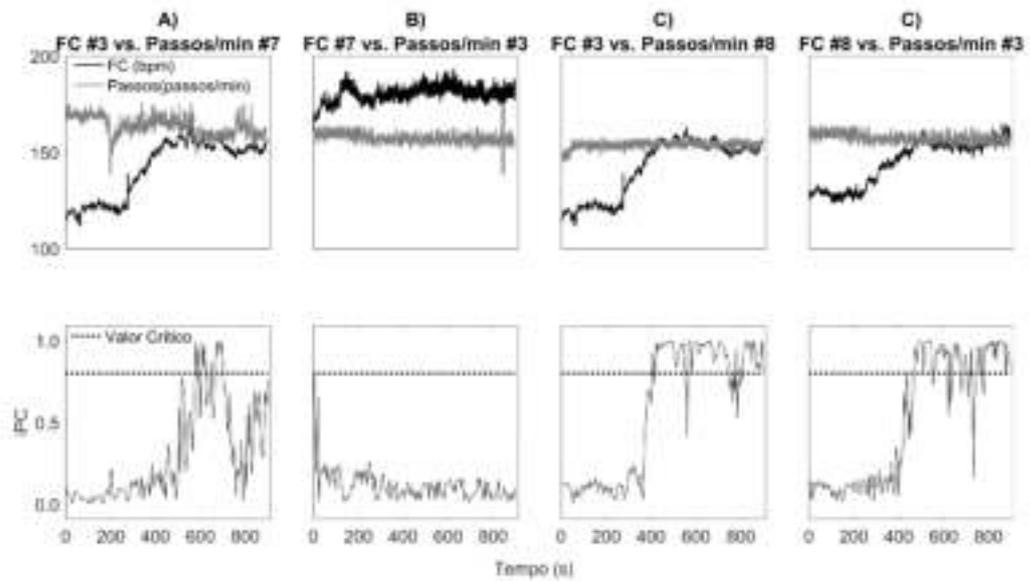


Figura C.11

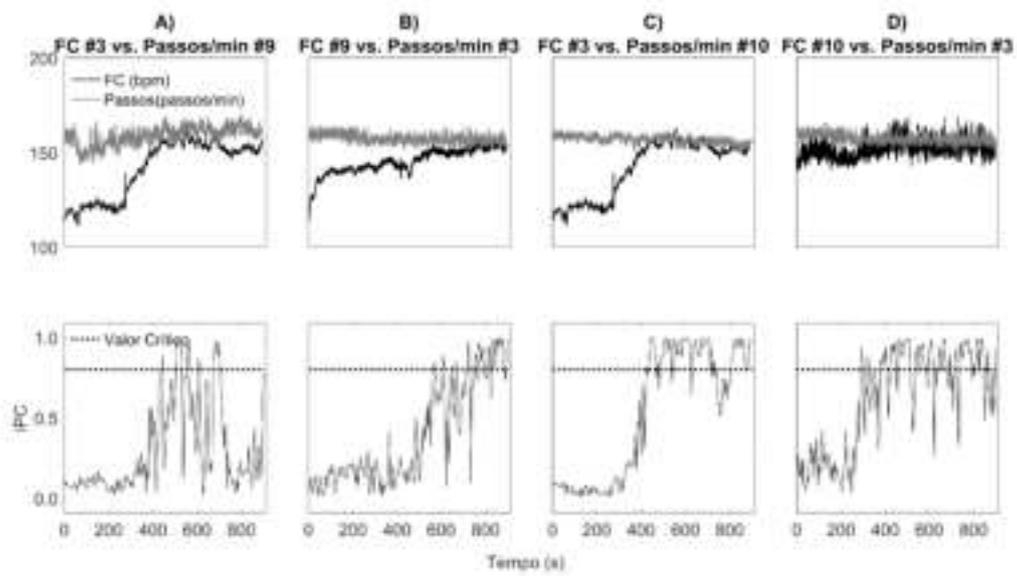


Figura C.12

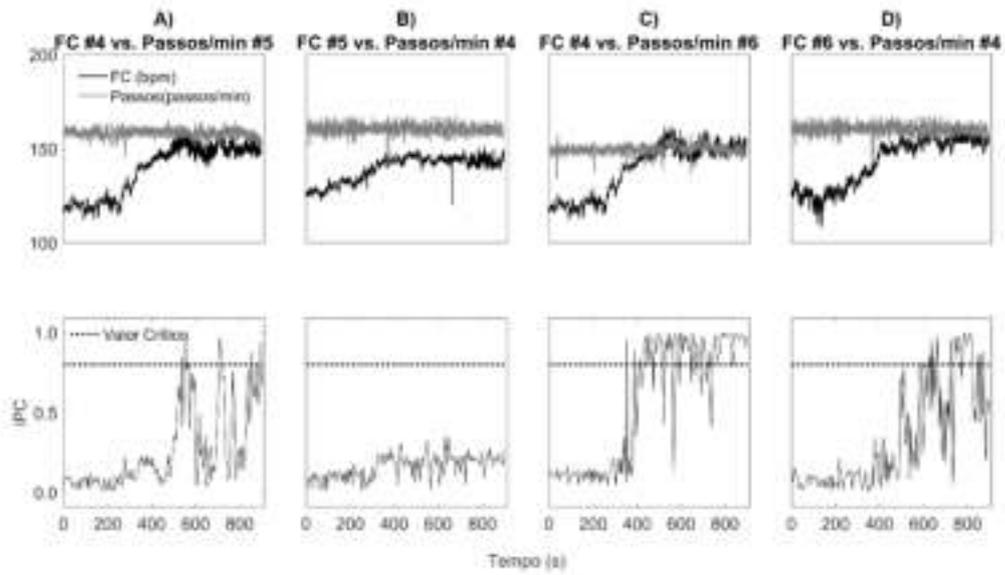


Figura C.13

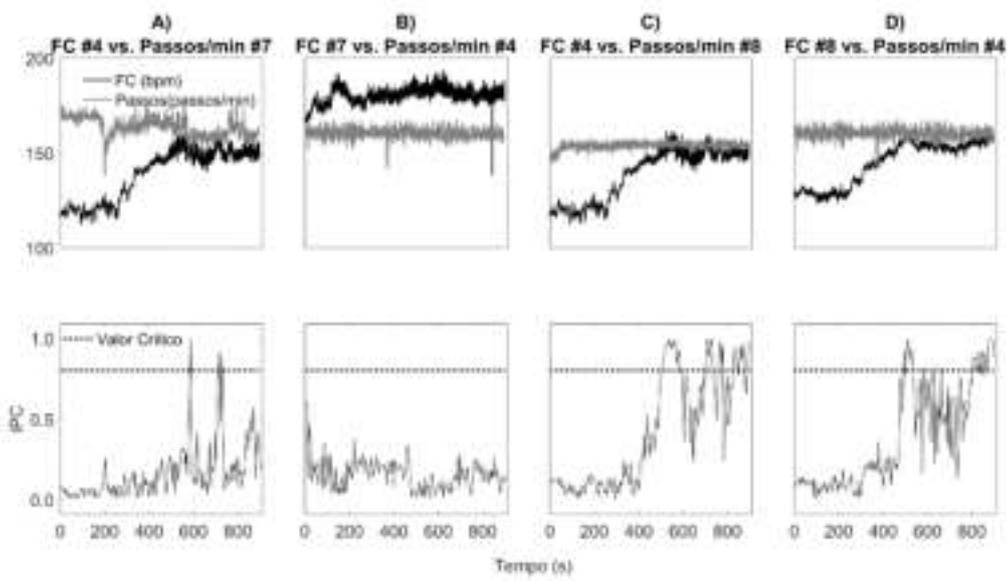


Figura C.14

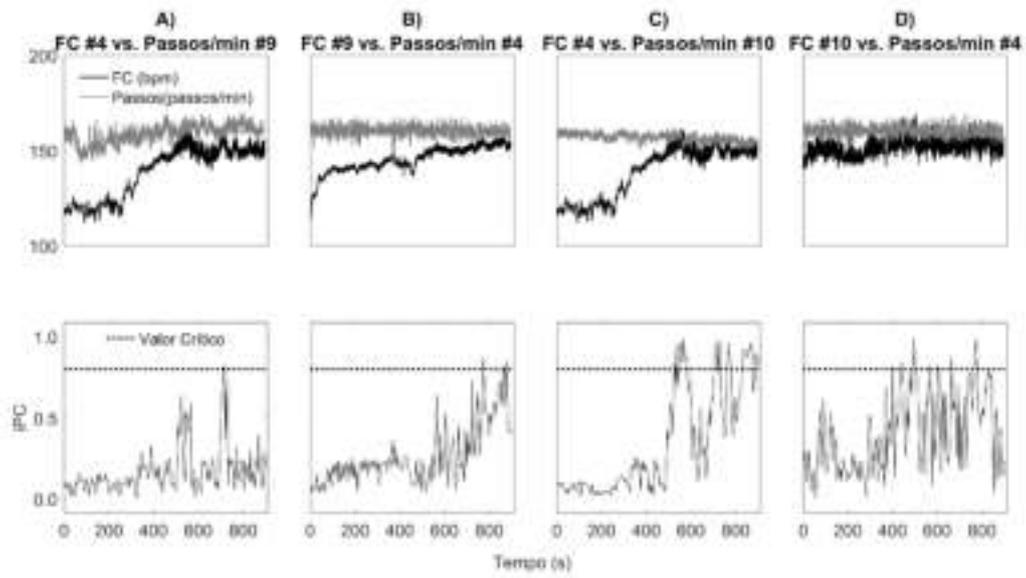


Figura C.15

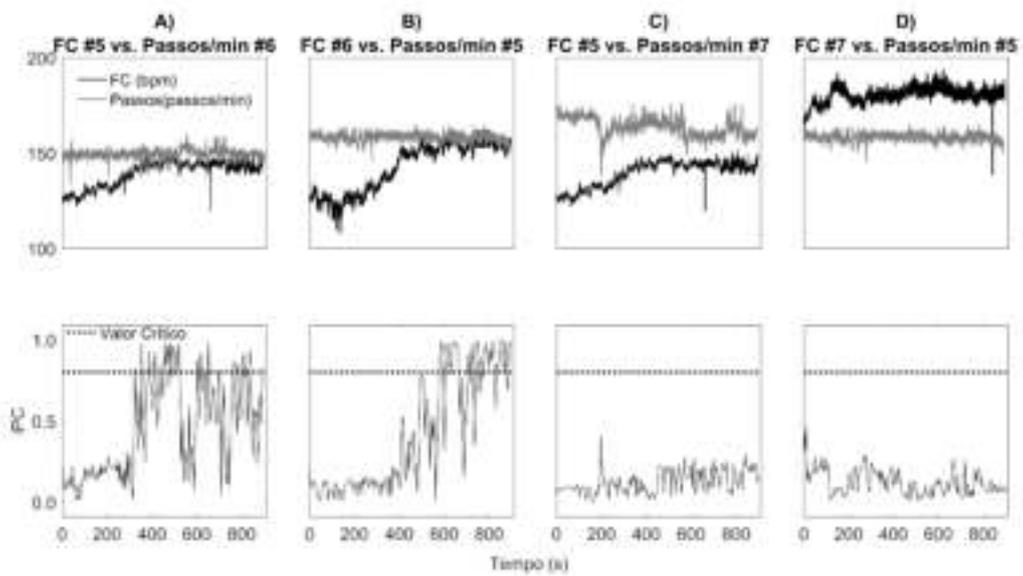


Figura C.16

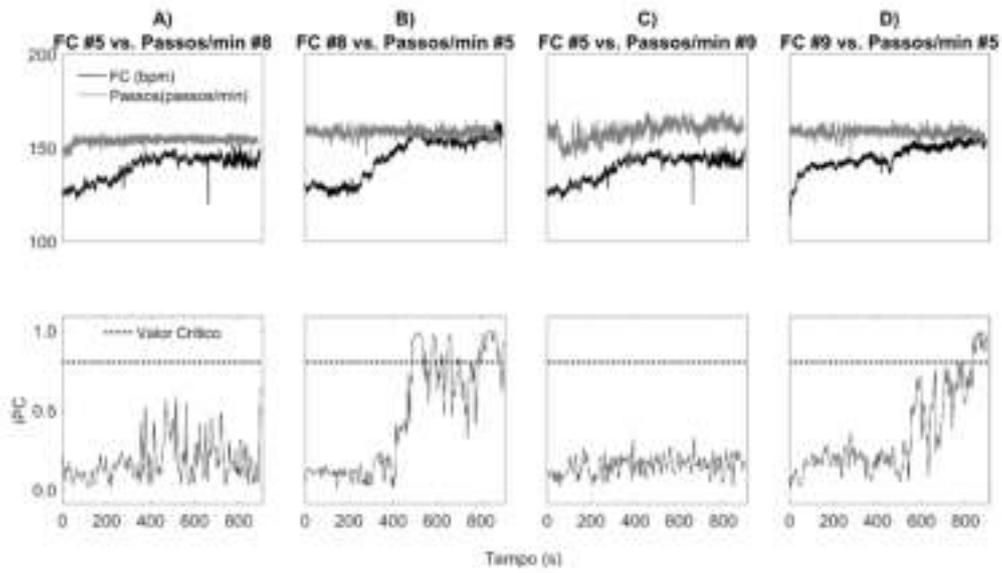


Figura C.16

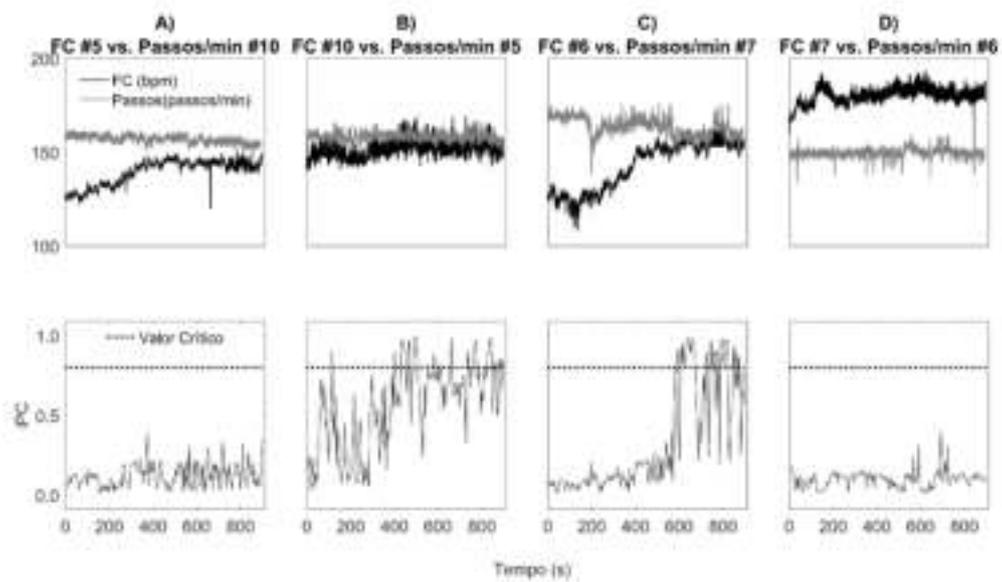


Figura C.17

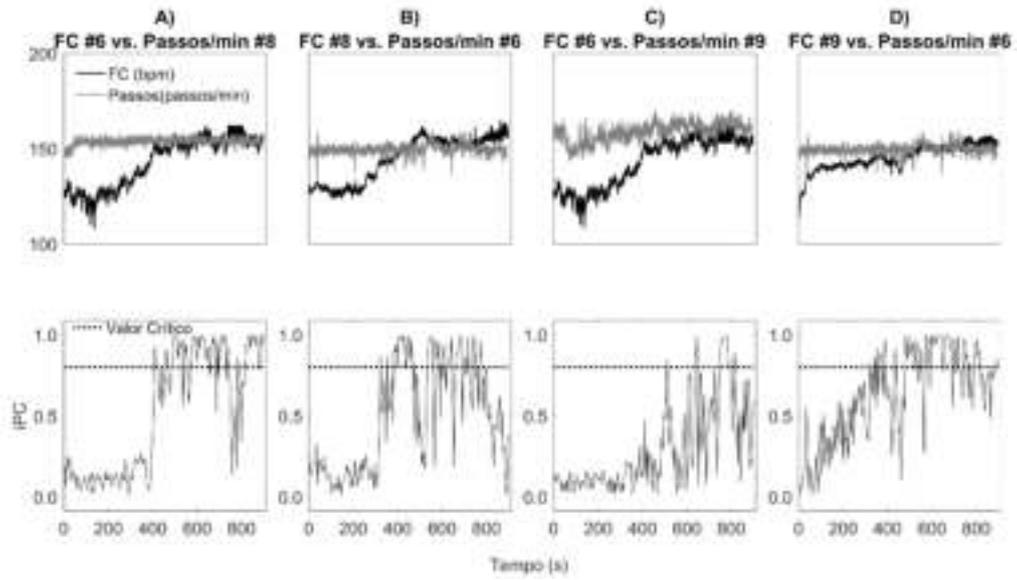


Figura C.18

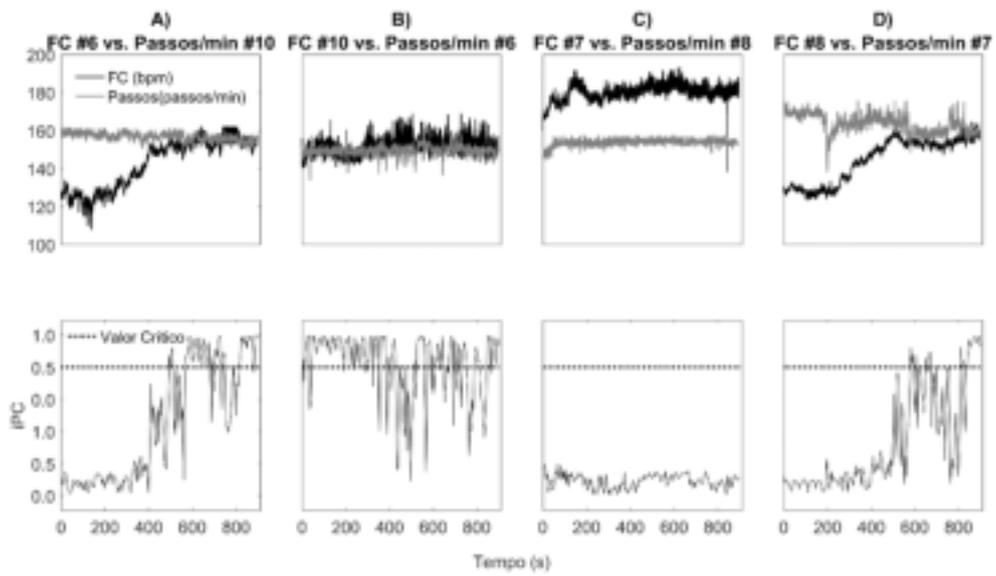


Figura C.19

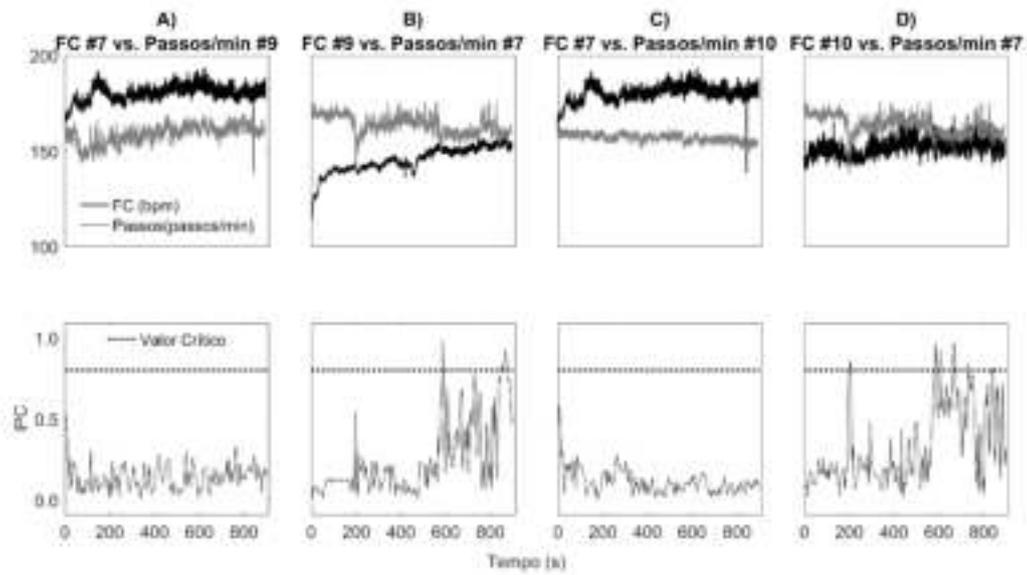


Figura C.20

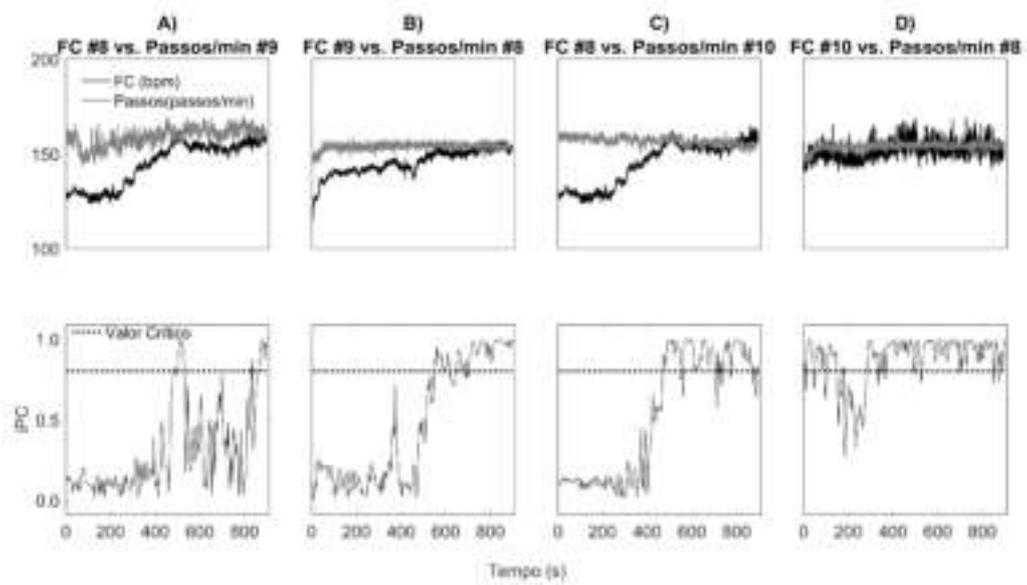


Figura C.21

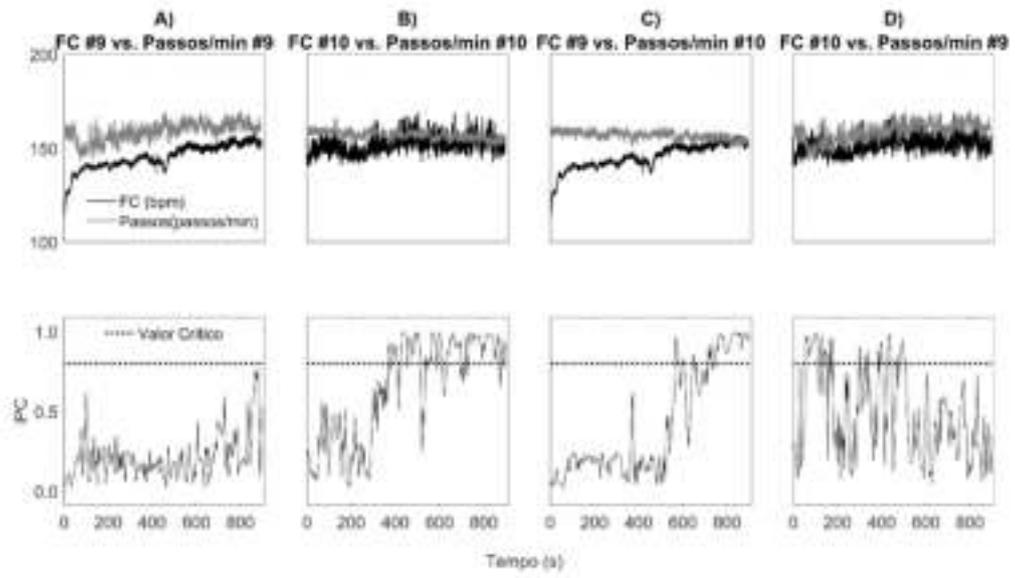


Figura C.22

ANEXO D- Resultados no teste de esforço máximo

Sujeito #1

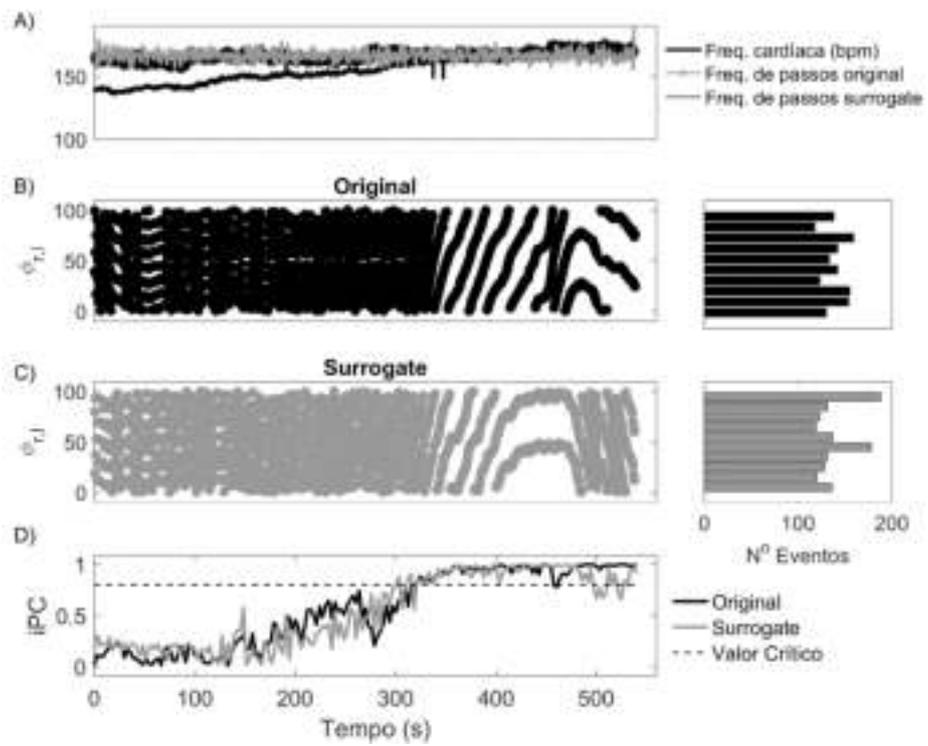


Figura D.1

Sujeito #2

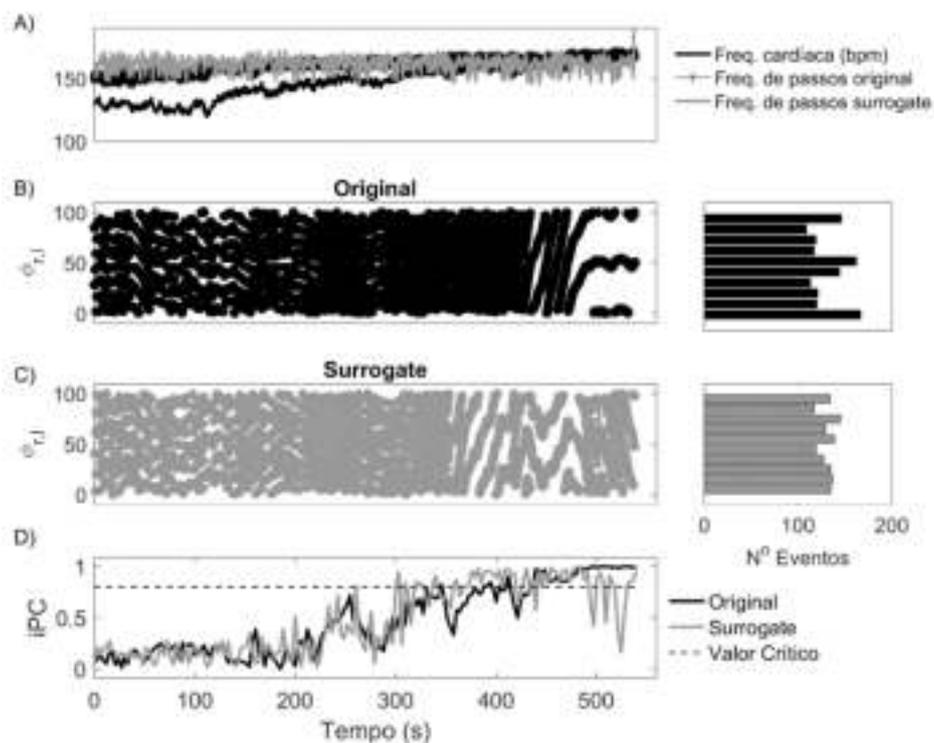


Figura D.2

Sujeito #3

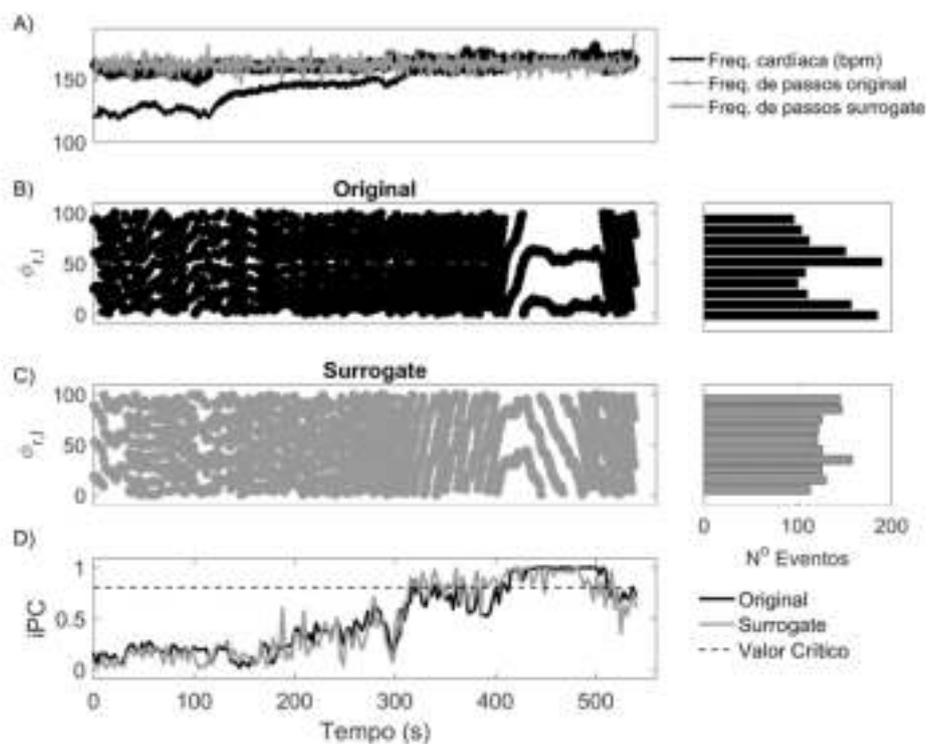


Figura D.3

Sujeito #4

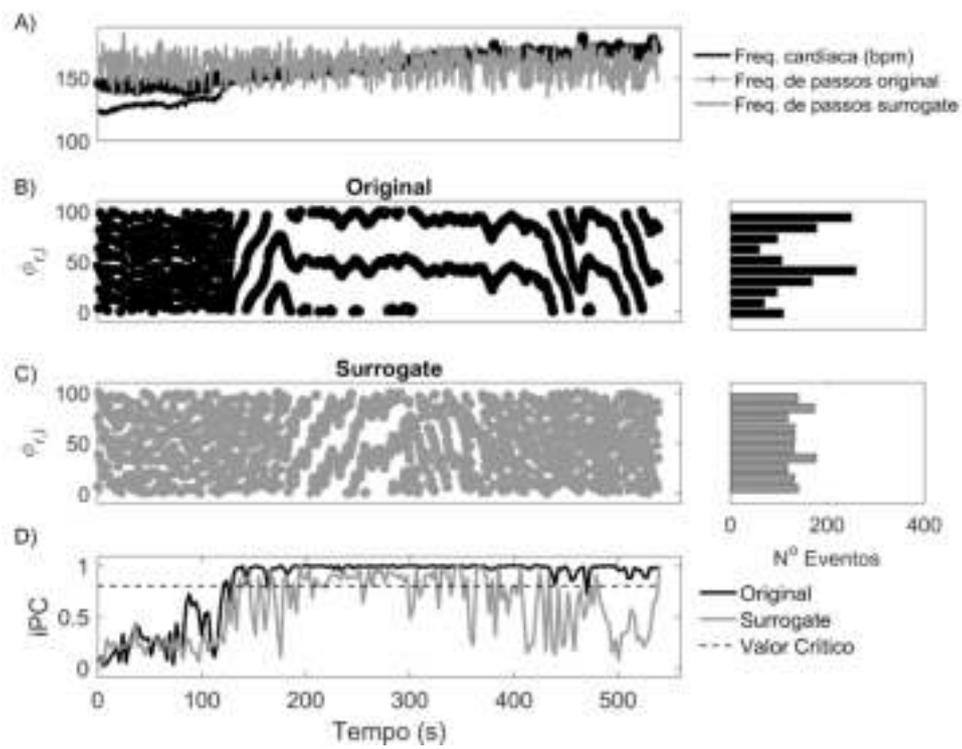


Figura D.4

Sujeito #5

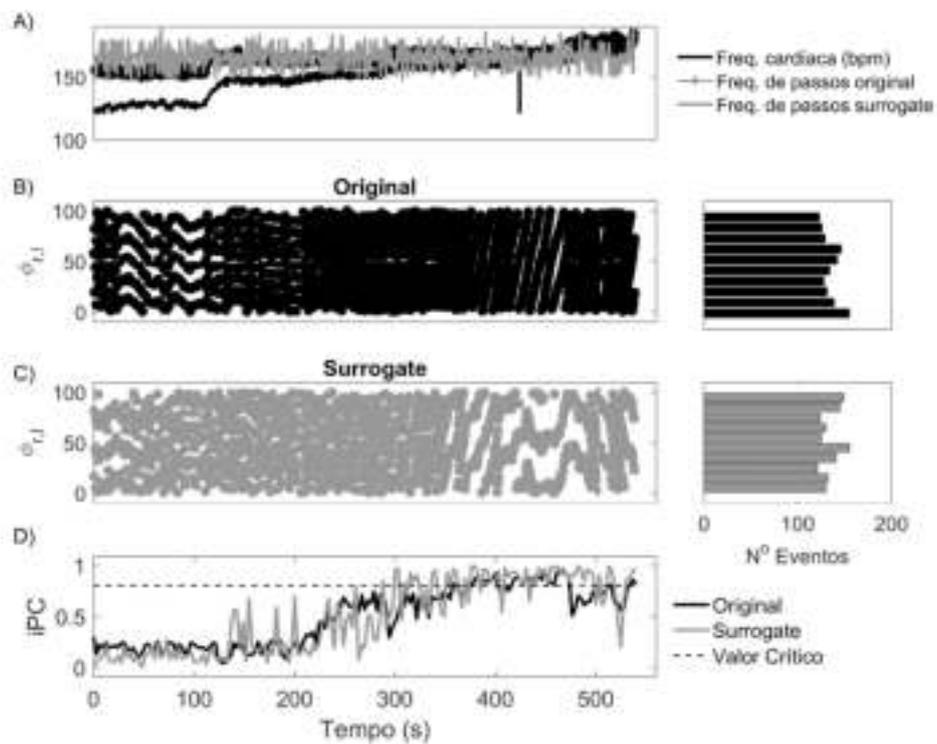


Figura D.5

Sujeito #6

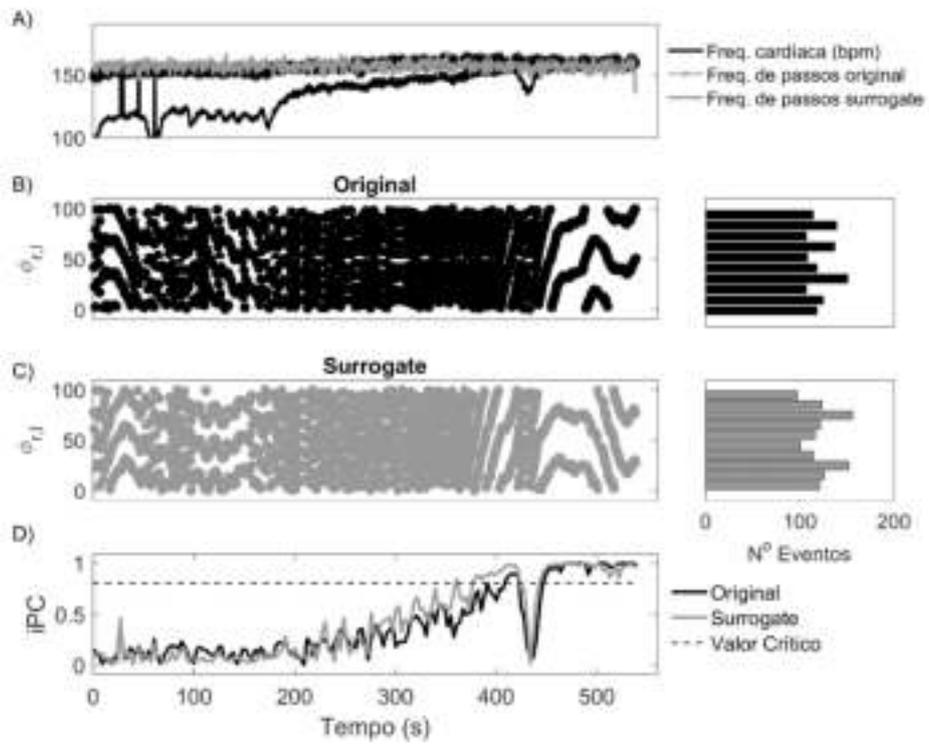


Figura D.6

Sujeito #7

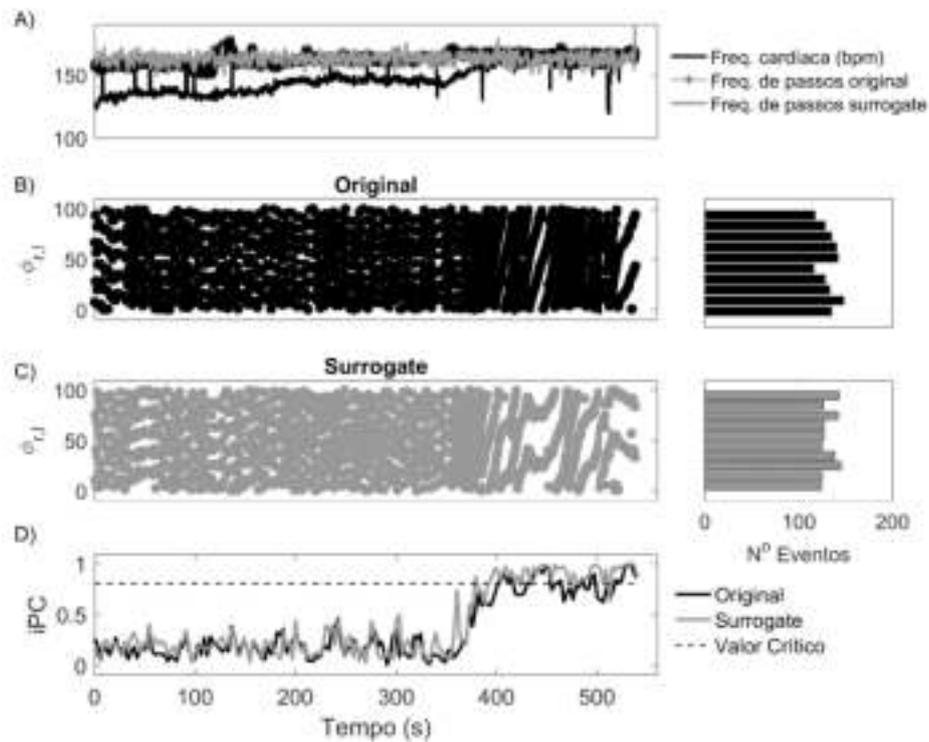


Figura D.7

Sujeito #8

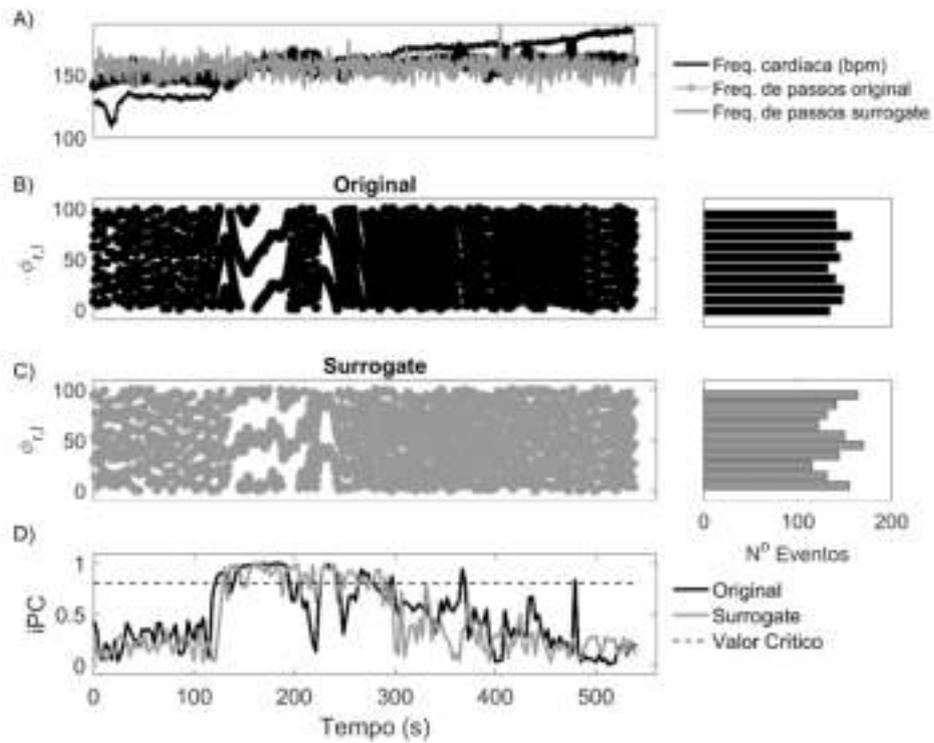


Figura D.8

Sujeito #9

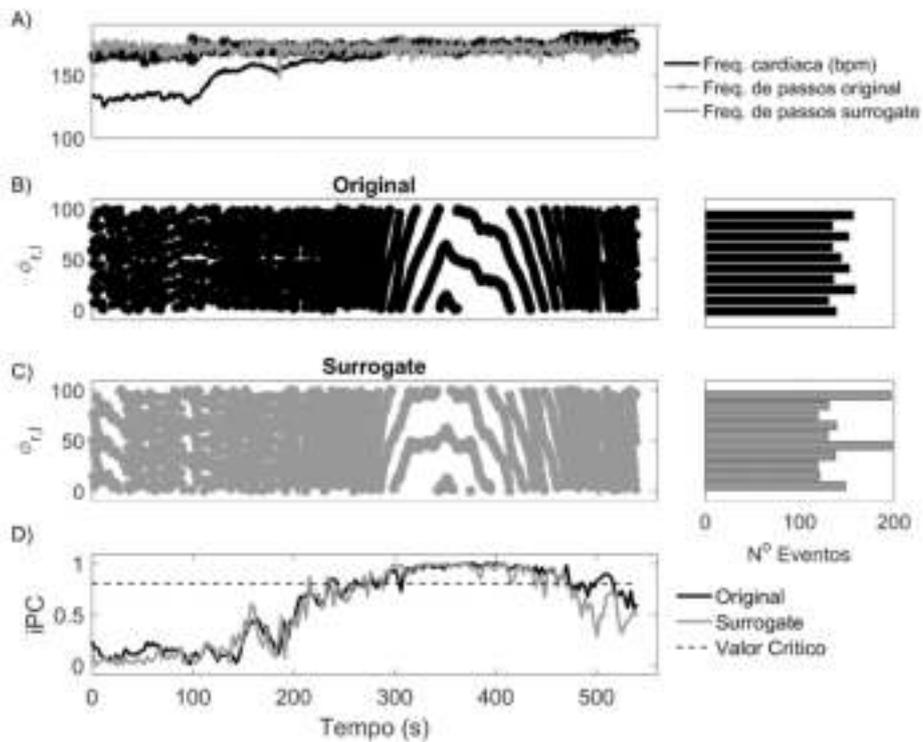


Figura D.9

ANEXO E - Resultados do *crossover* no teste de esforço máximo

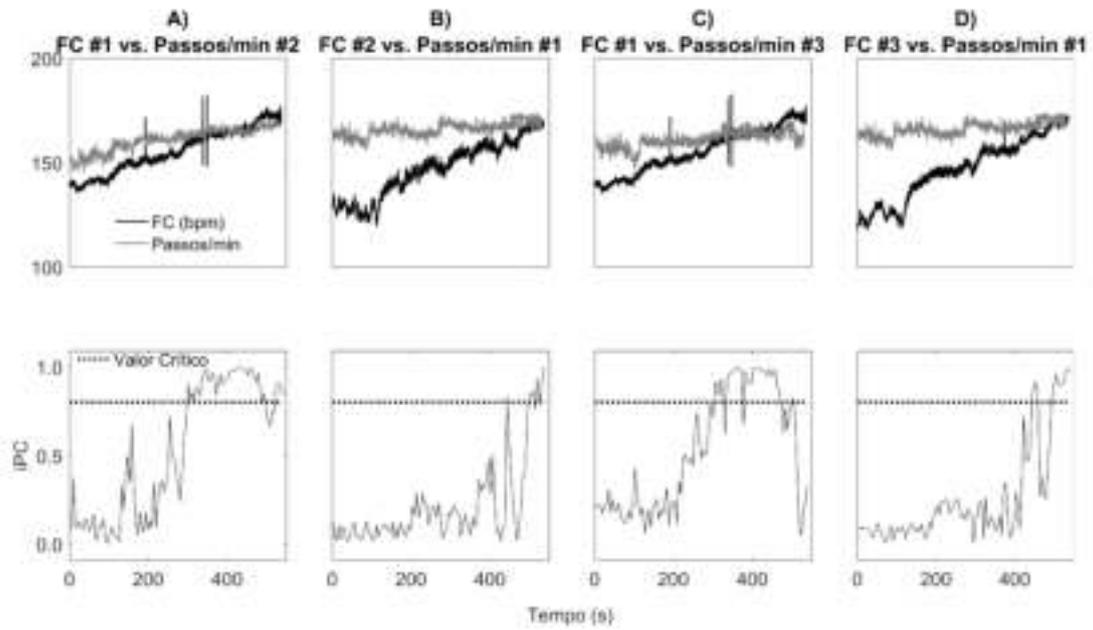


Figura E.1

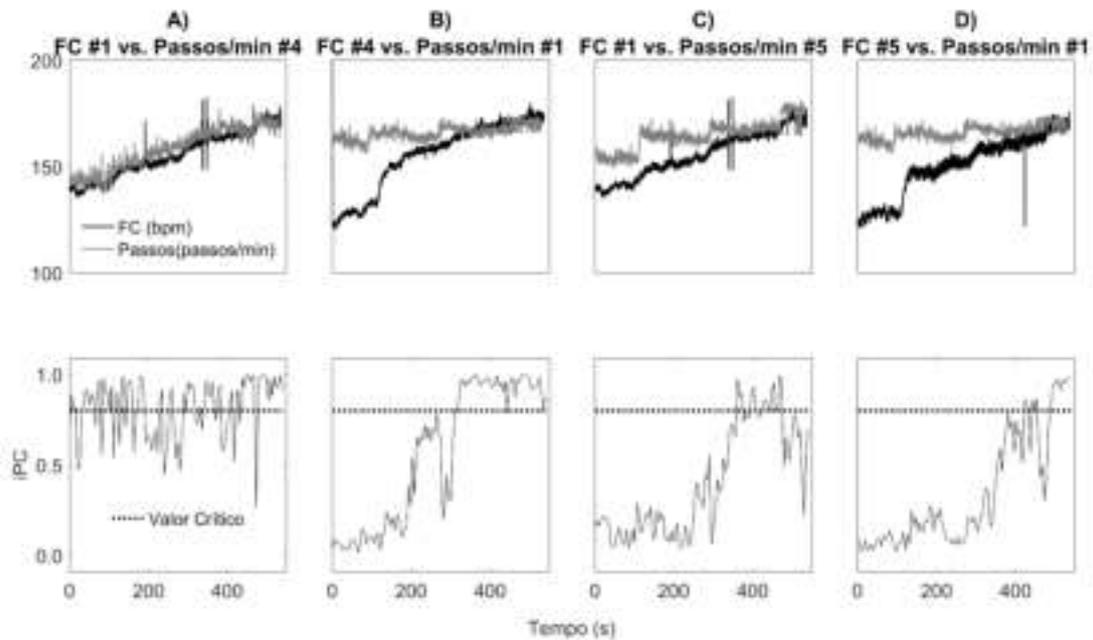


Figura E.2

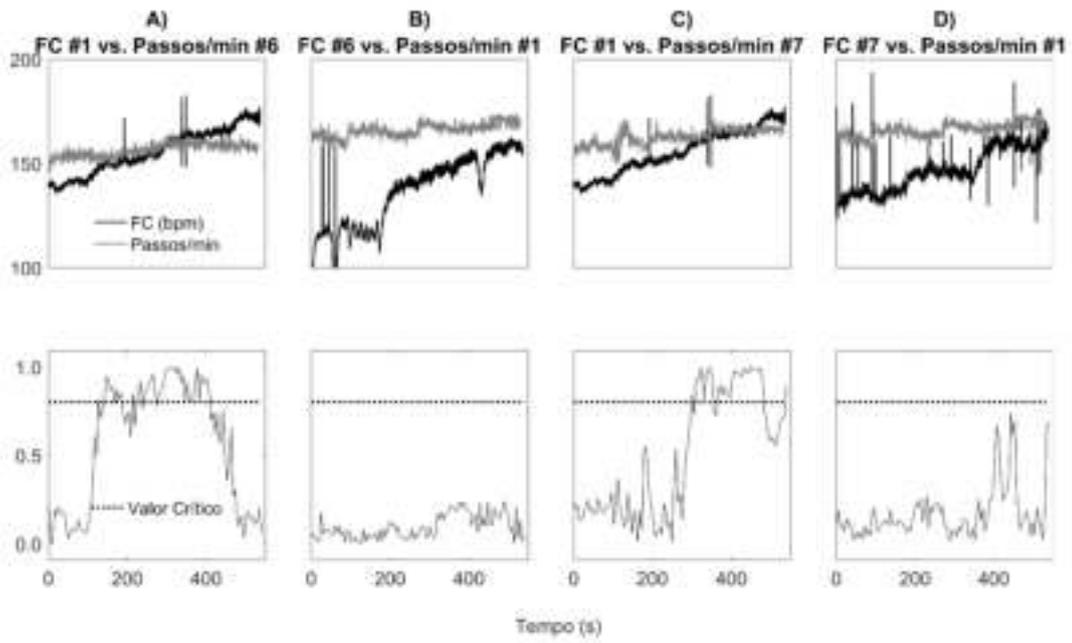


Figura E.3

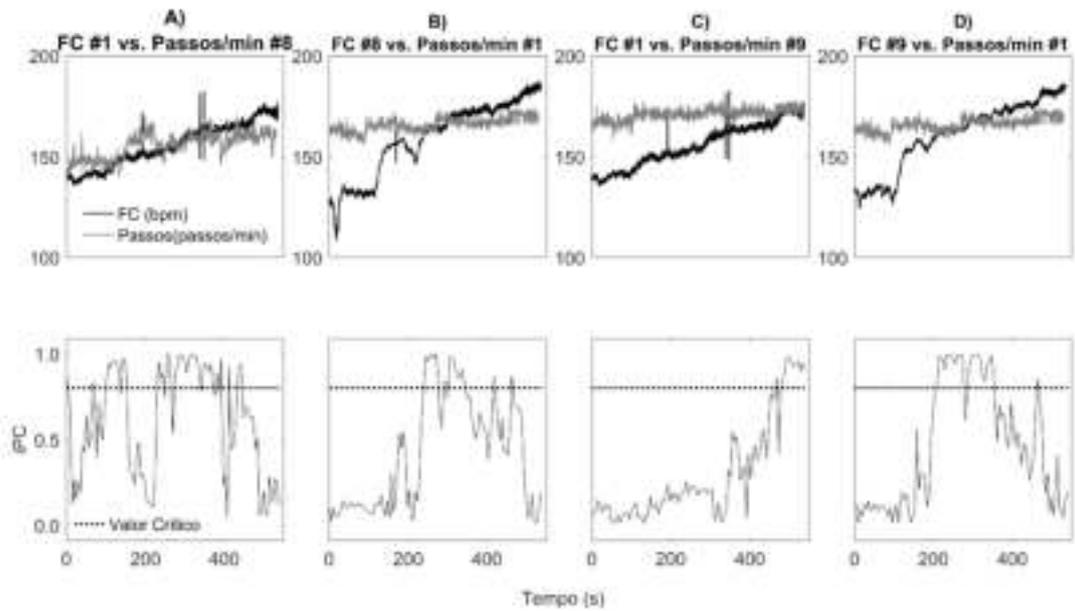


Figura E.4

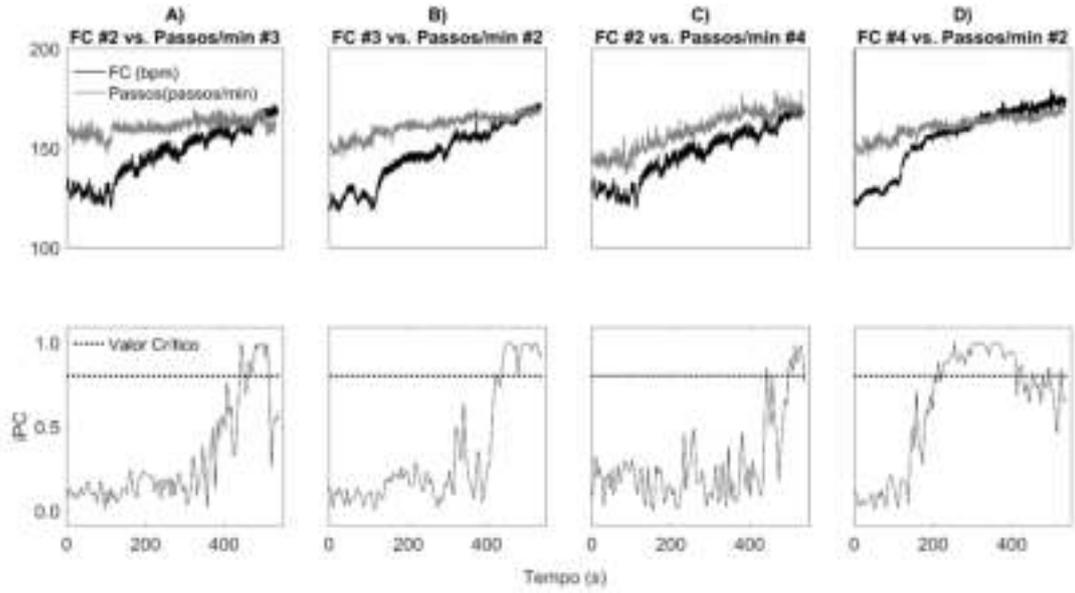


Figura E.5

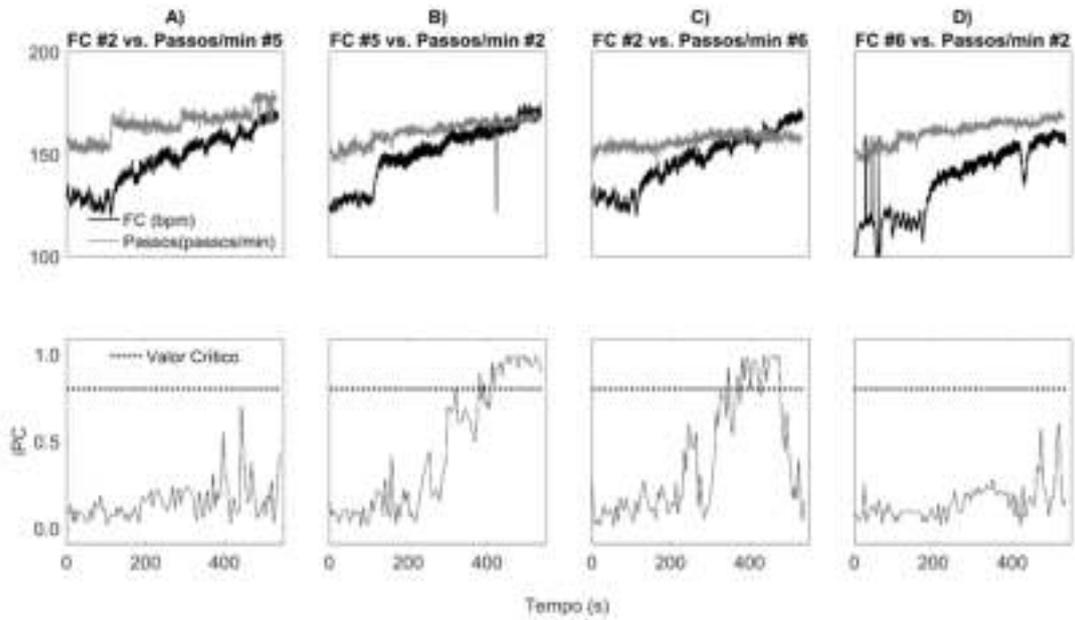


Figura E.6

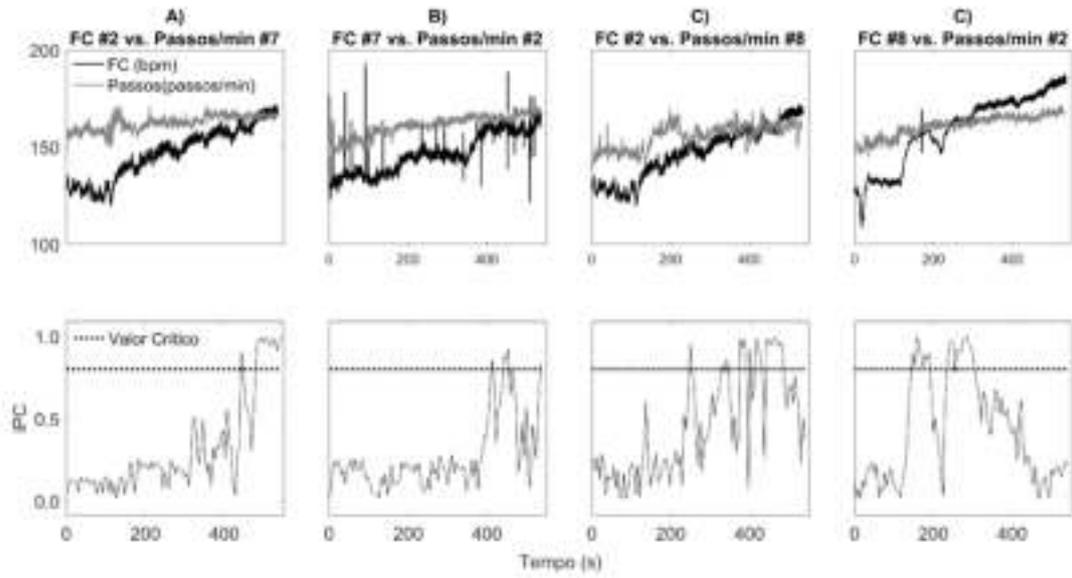


Figura E.7

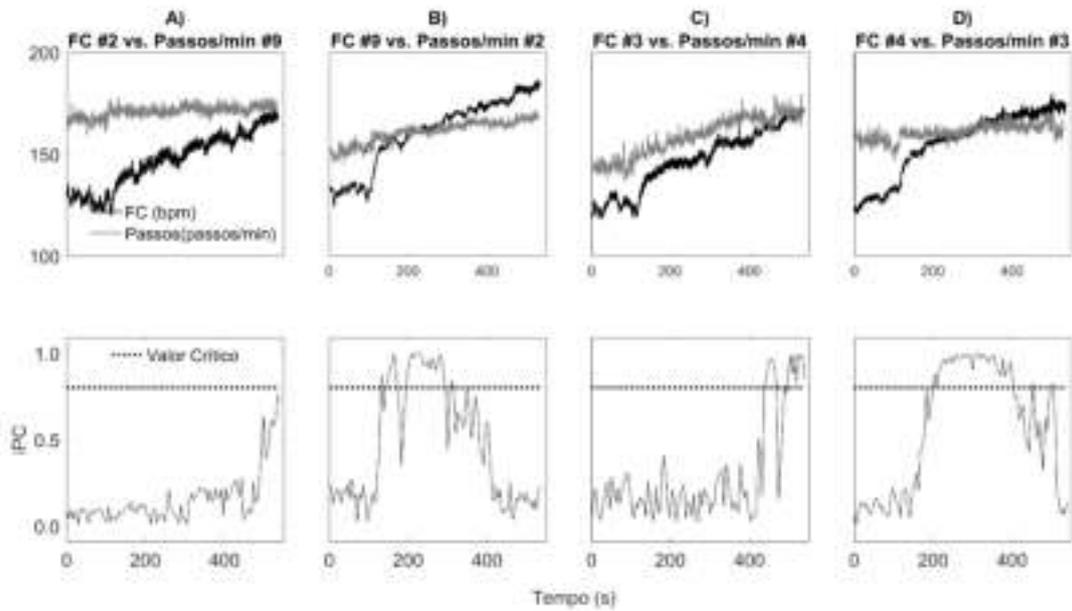


Figura E.8

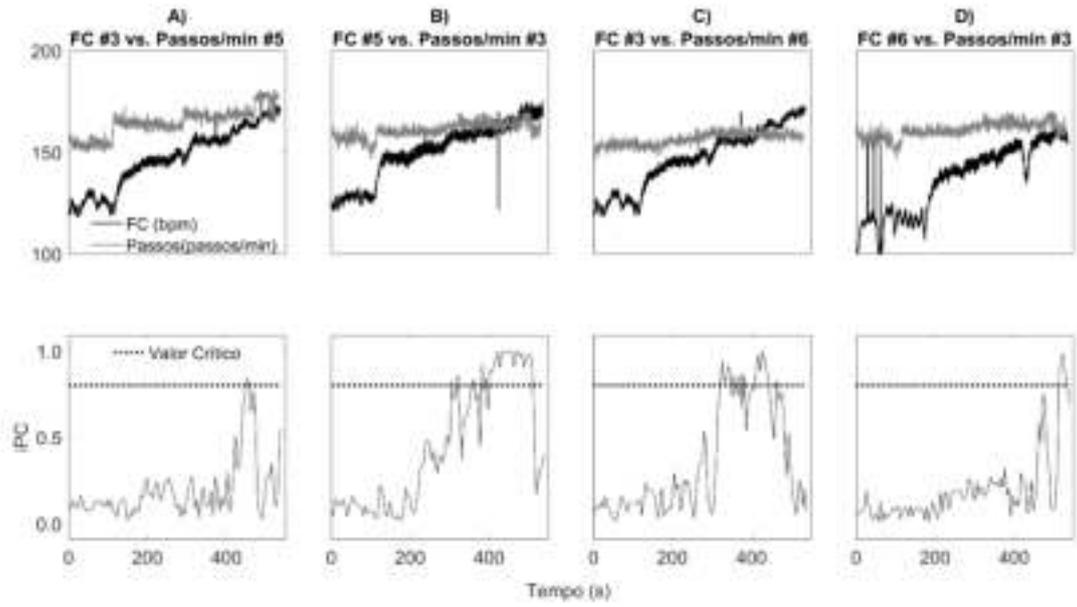


Figura E.9

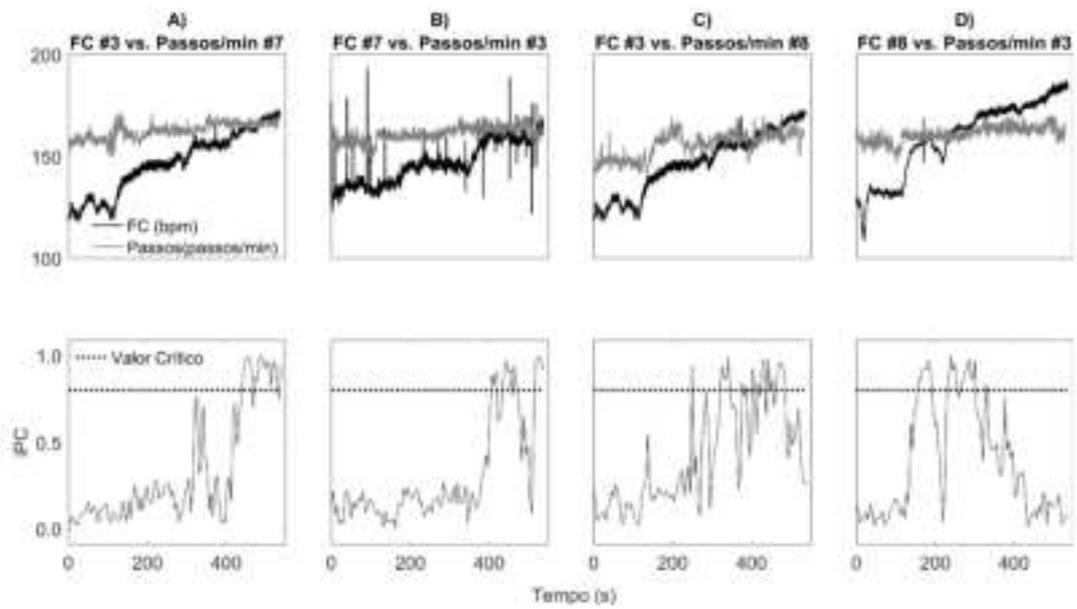


Figura E.10

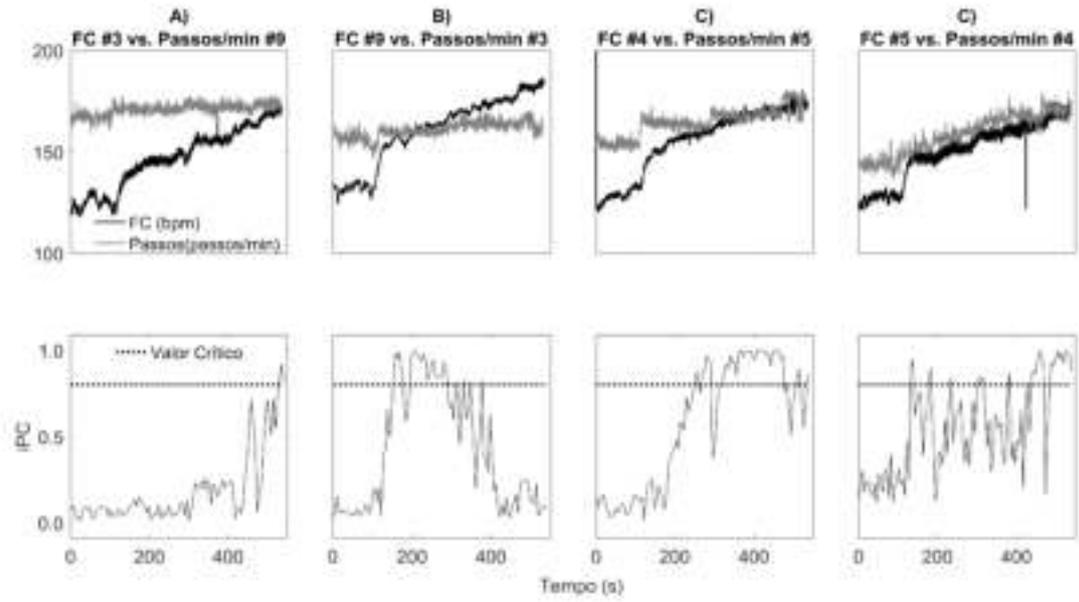


Figura E.11

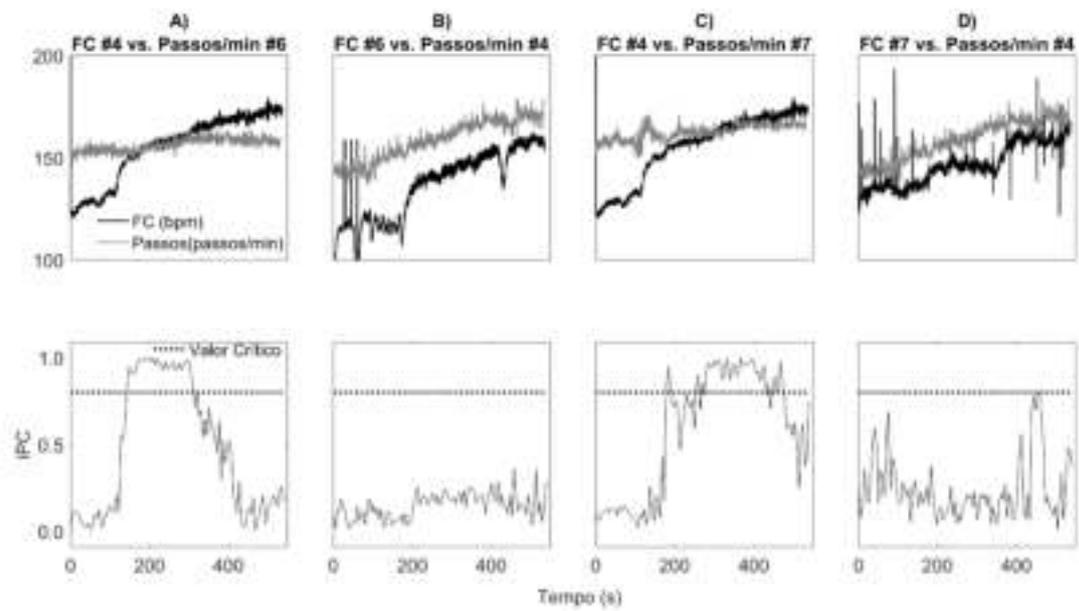


Figura E.12

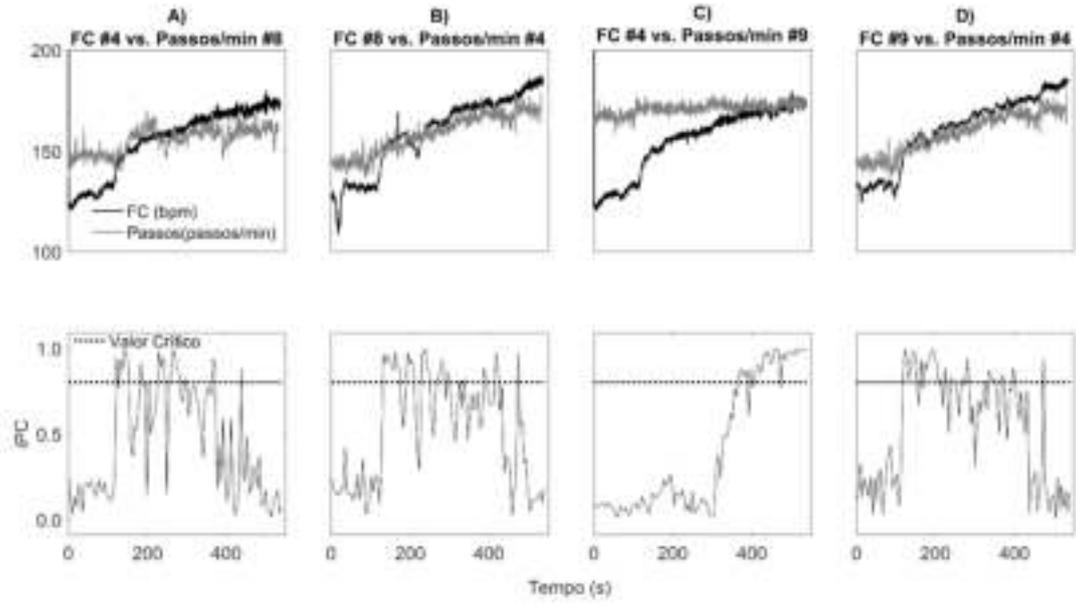


Figura E.13

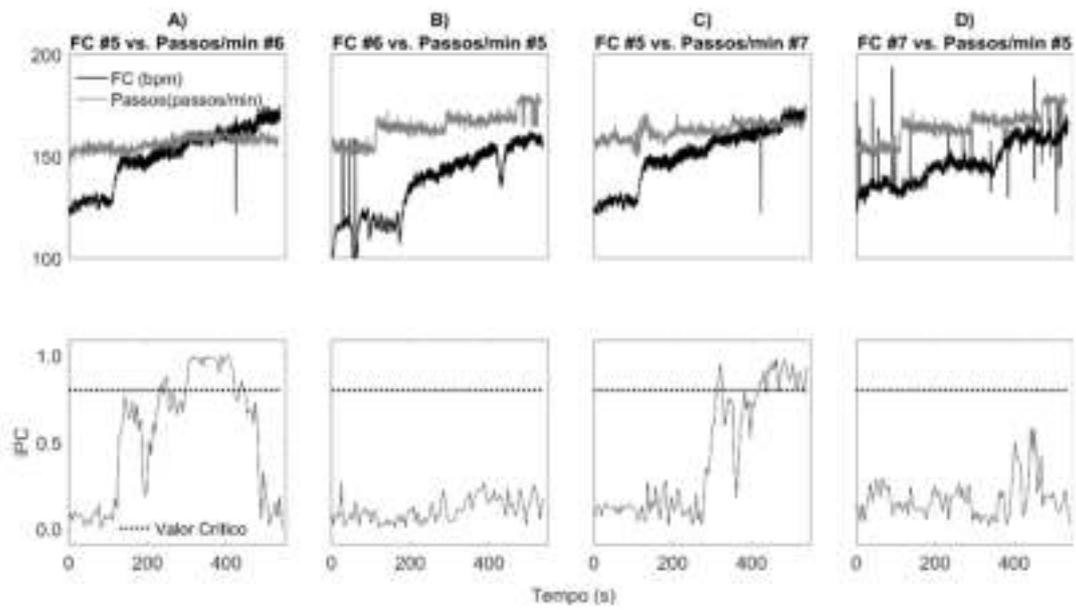


Figura E.14

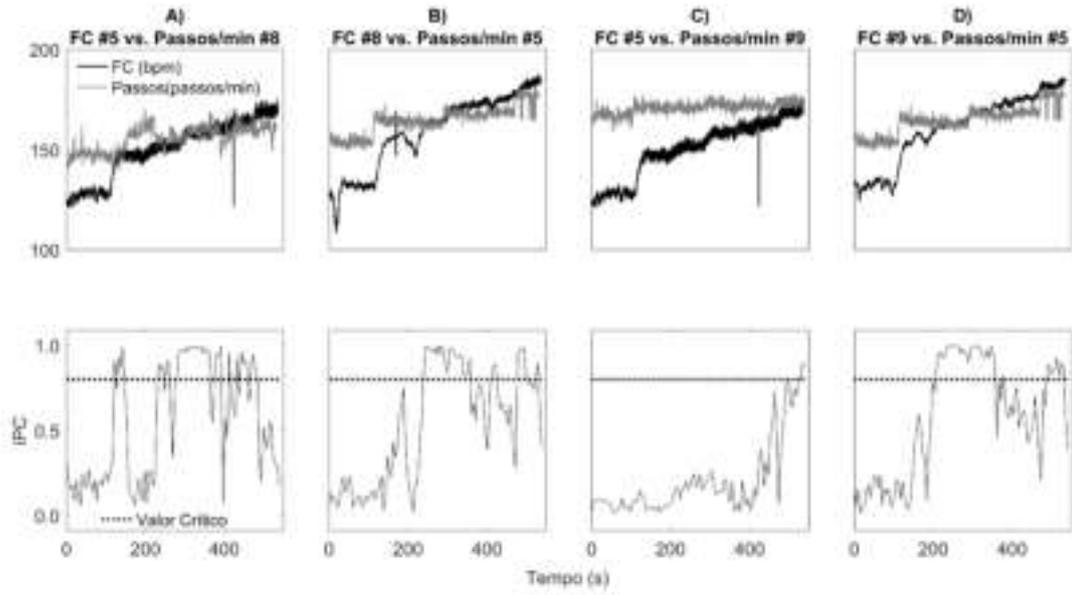


Figura E.15

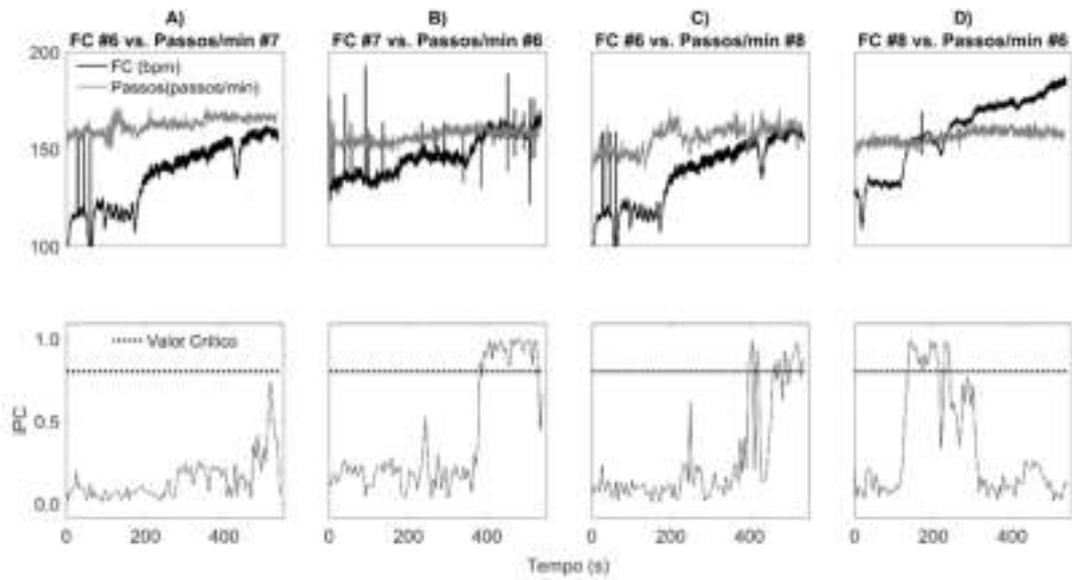


Figura E.16

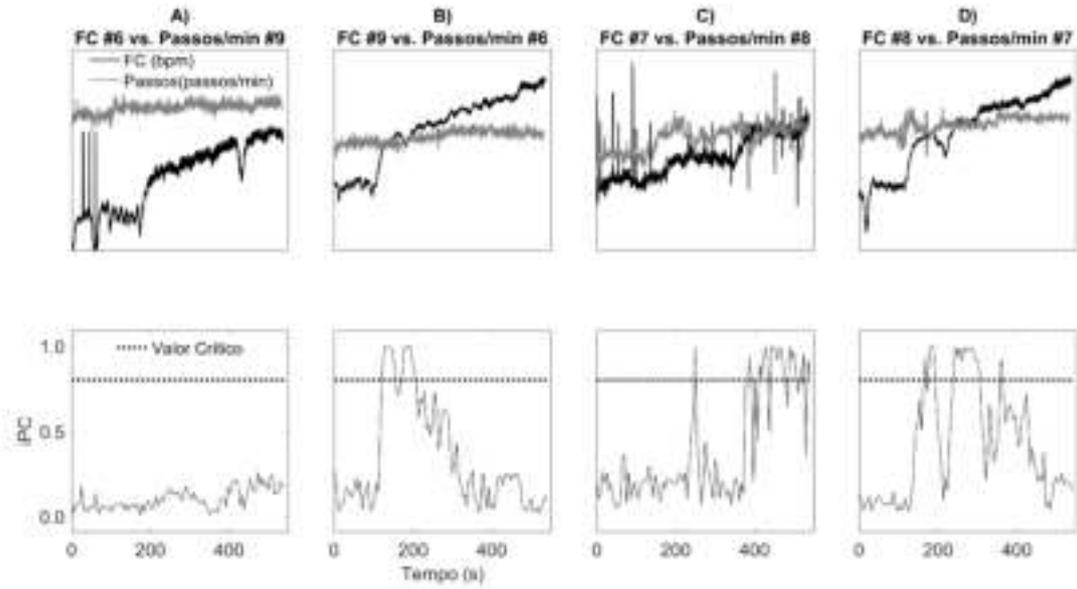


Figura E.17

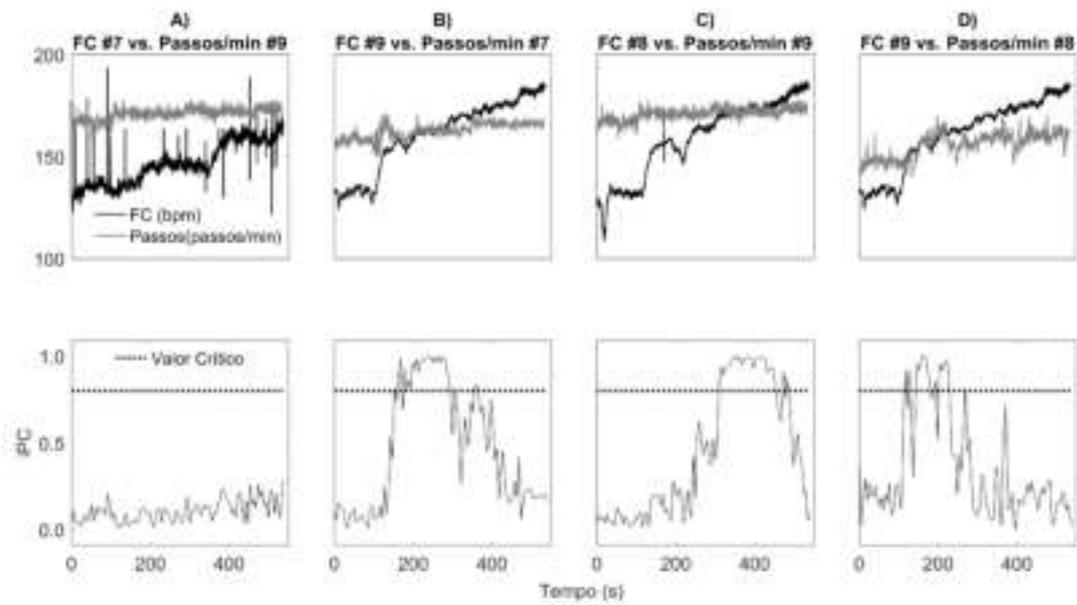


Figura E.18

ANEXO F – Resultados no protocolo com intensidade autoselecionada

Razão $n:m$ de 2:1 (dois batimentos cardíacos por ciclo locomotor)

Sujeito #1

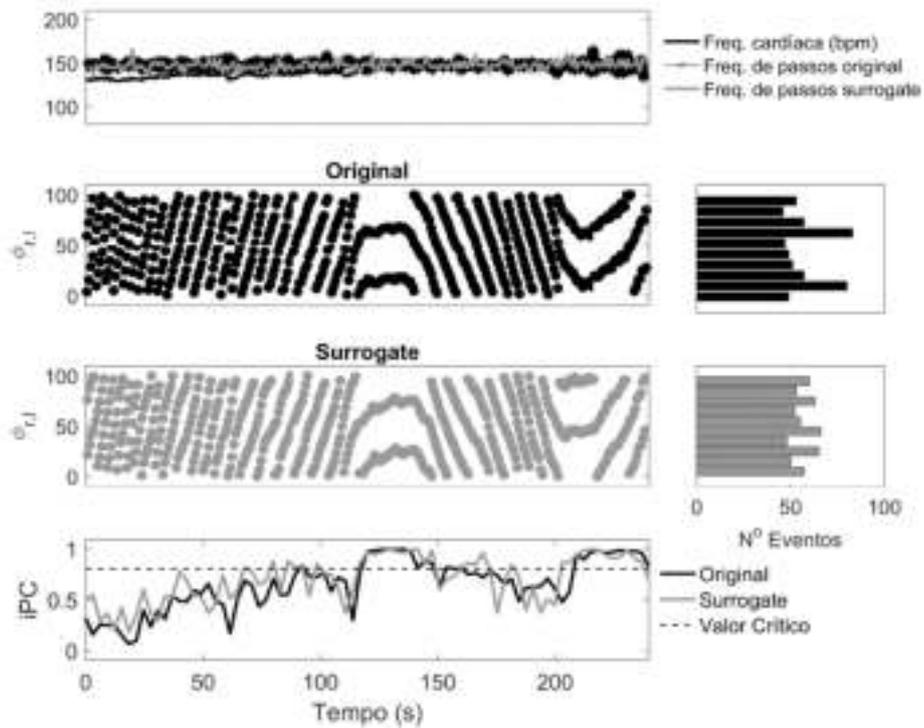


Figura F.1

Razão $n:m$ de 3:2 (três batimentos cardíacos por dois ciclos locomotores)

Sujeito # 2

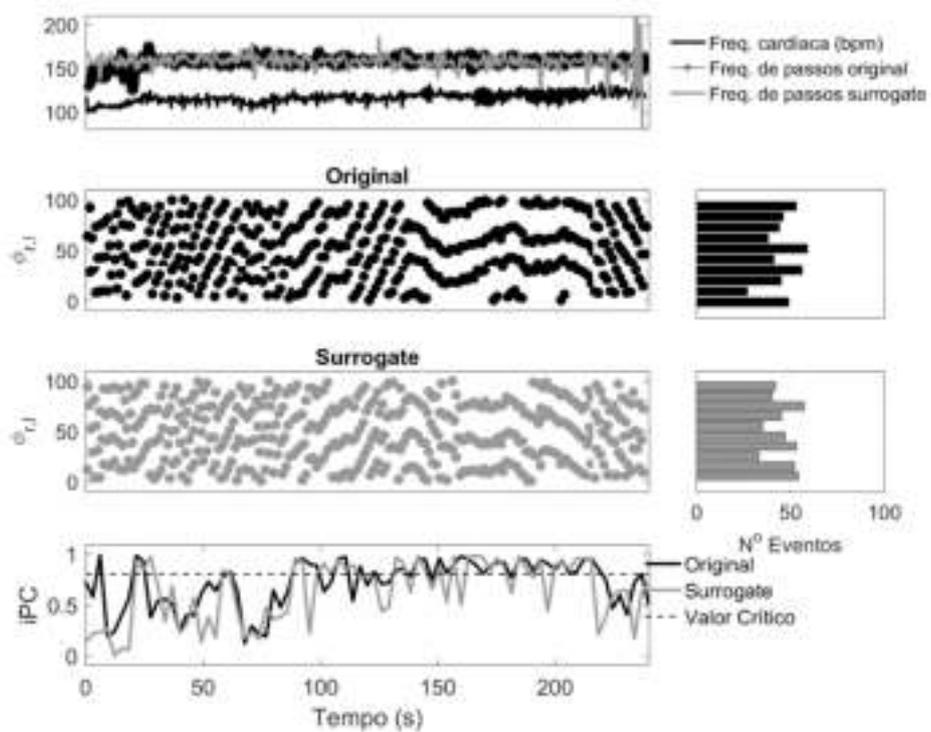


Figura F.2

Sujeito #3

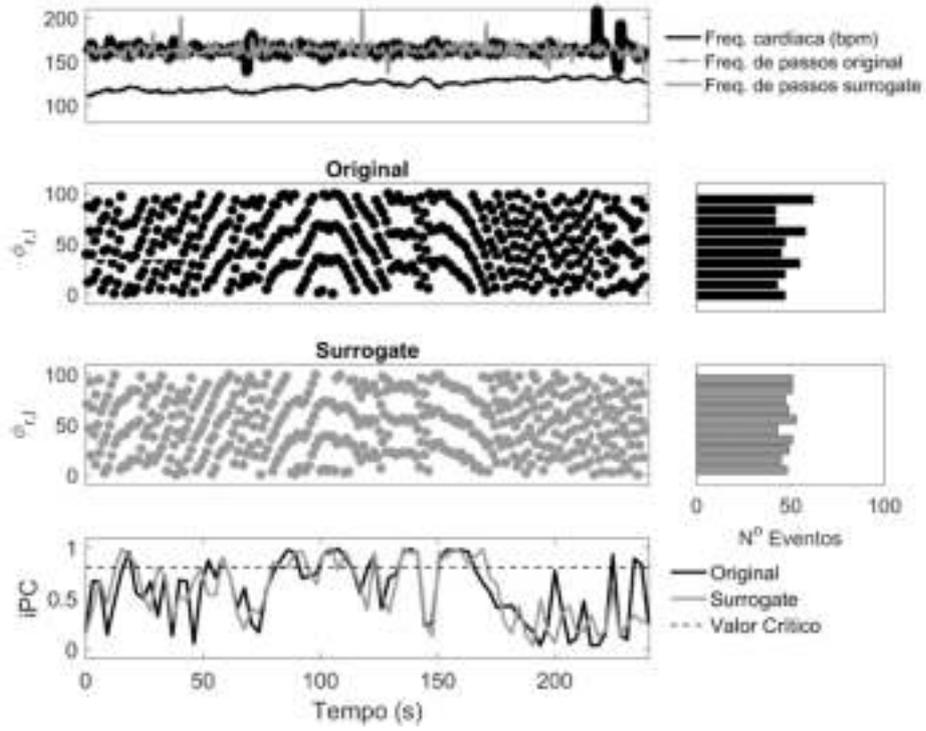


Figura F.3

Sujeito #4

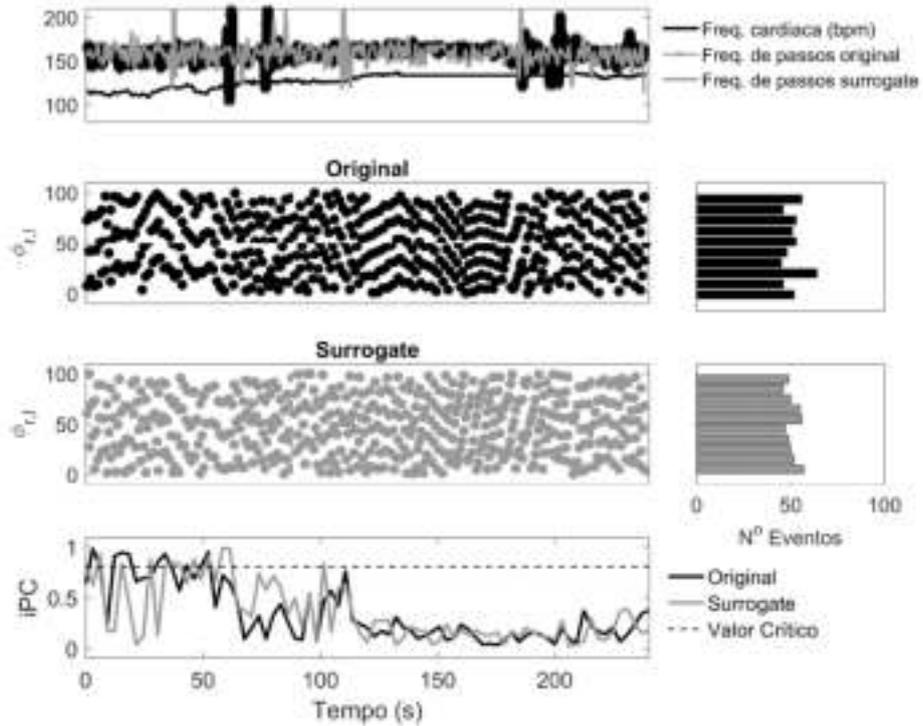


Figura F.4

Razão n:m de 5:3 (cinco eventos cardíacos para cada três eventos locomotores)

Sujeito #5

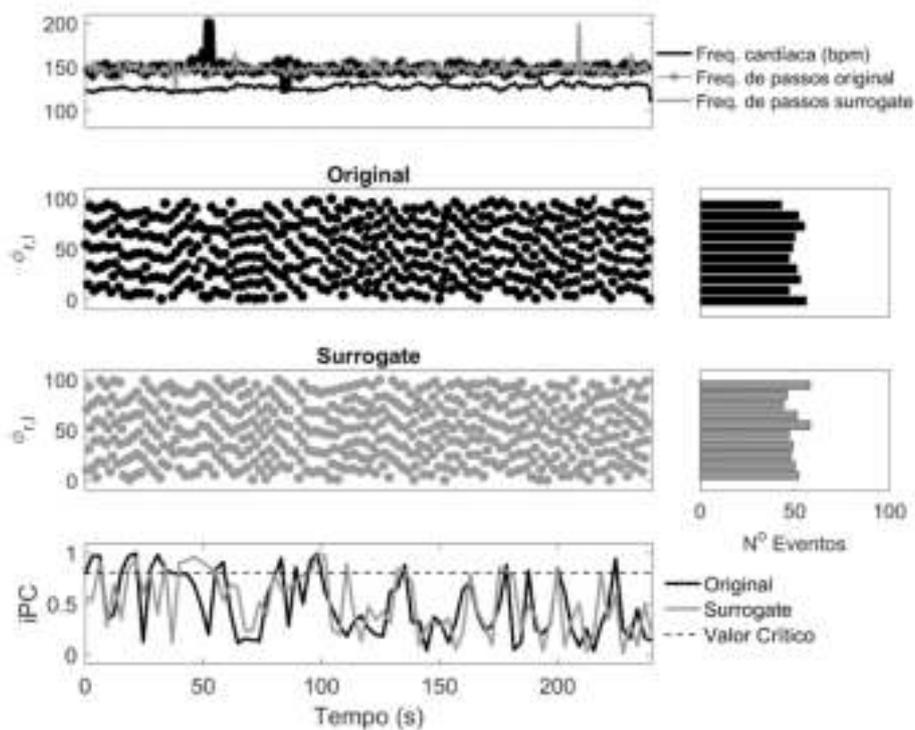


Figura F.5

Sujeito # 6

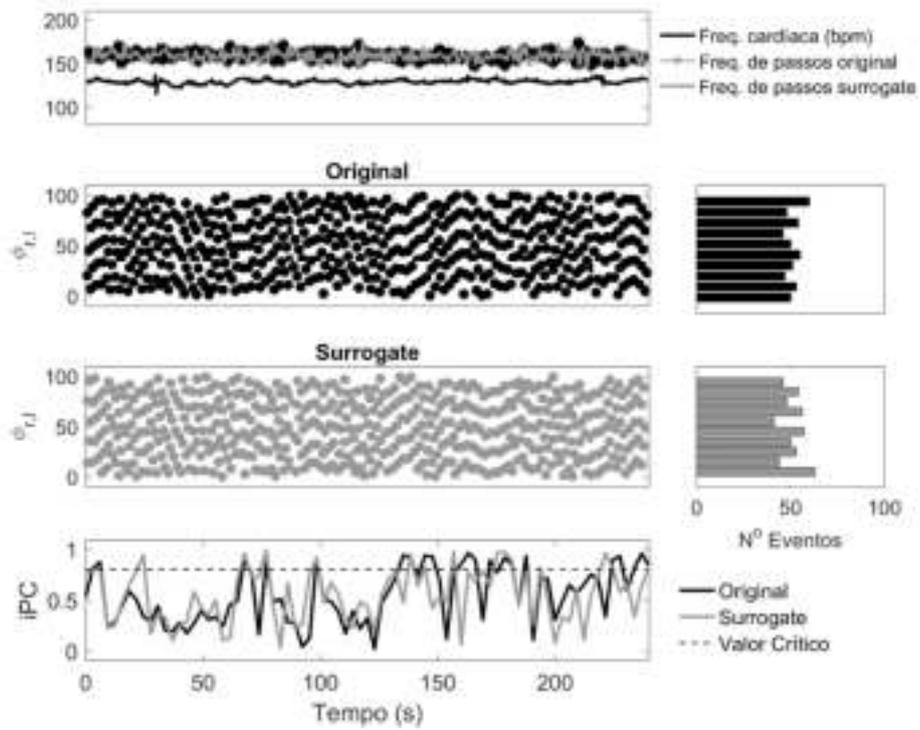


Figura F.6

Sujeito # 7

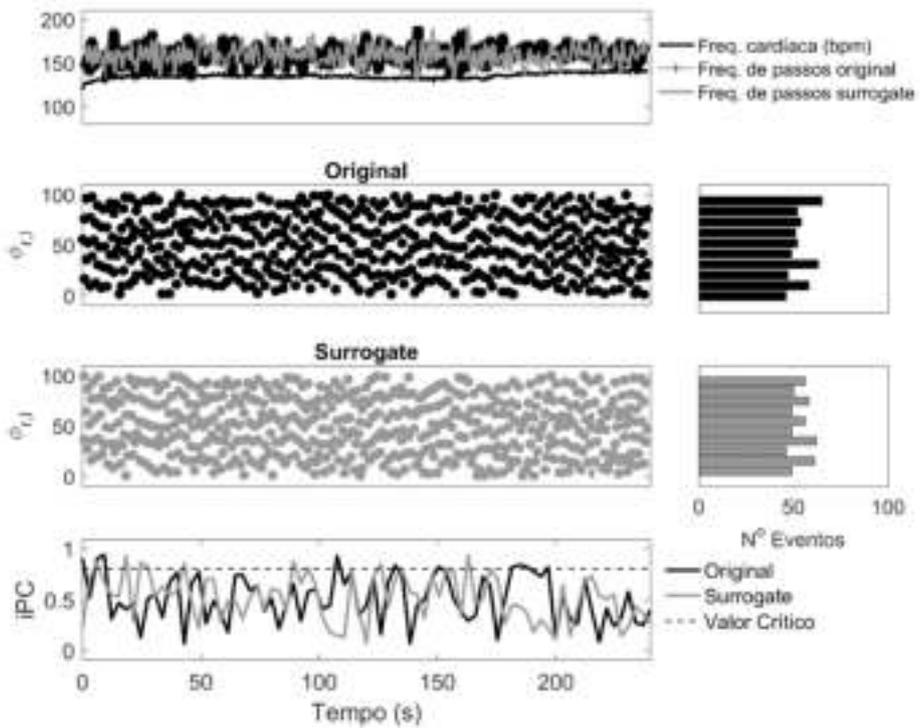


Figura F.7

ANEXO G - testes *crossover* no protocolo com intensidade auto selecionada

Razão $n:m$ de 2:1 (dois batimentos cardíacos por ciclo locomotor)

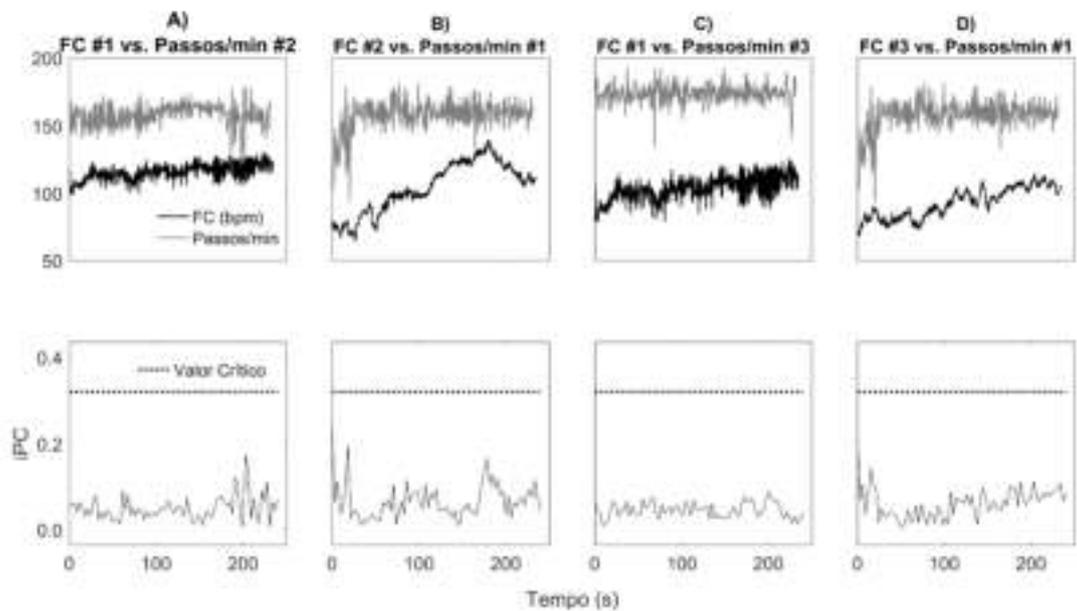


Figura G.1

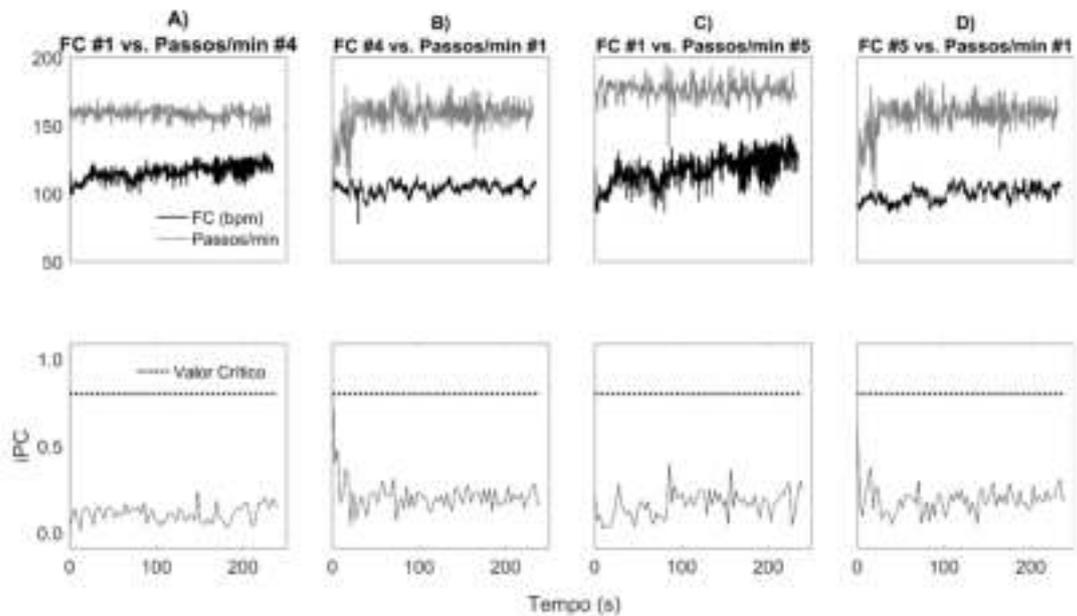


Figura G.2

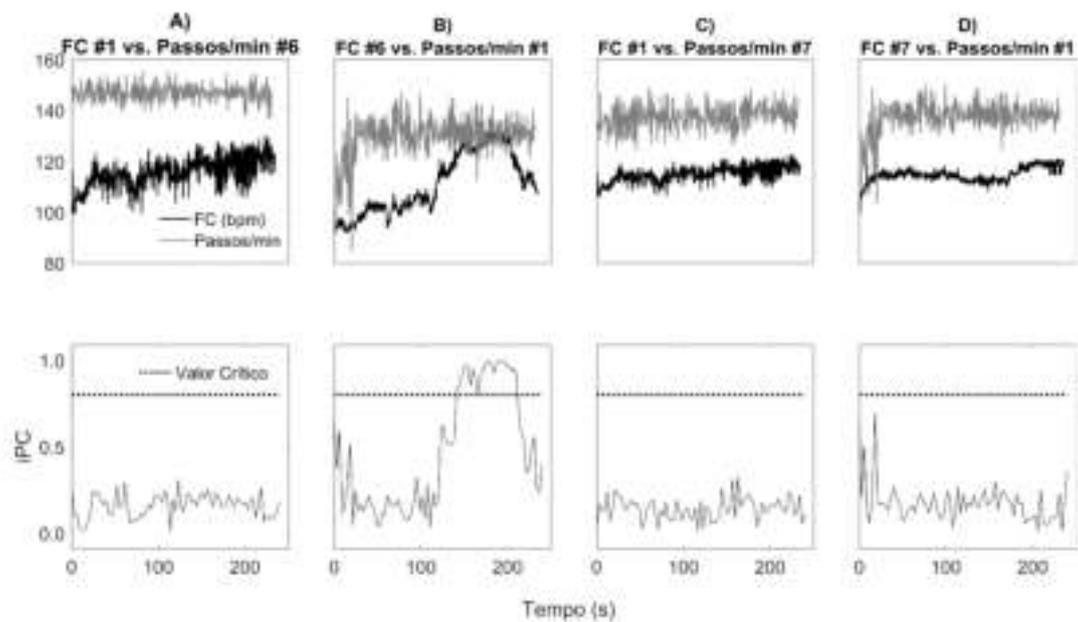


Figura G.3

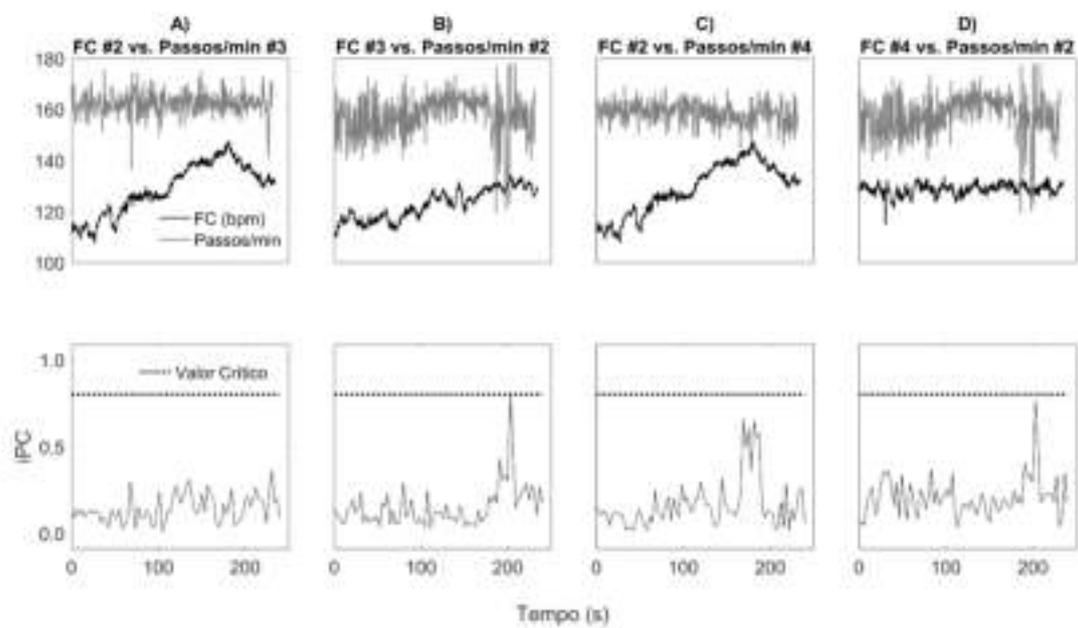


Figura G.4

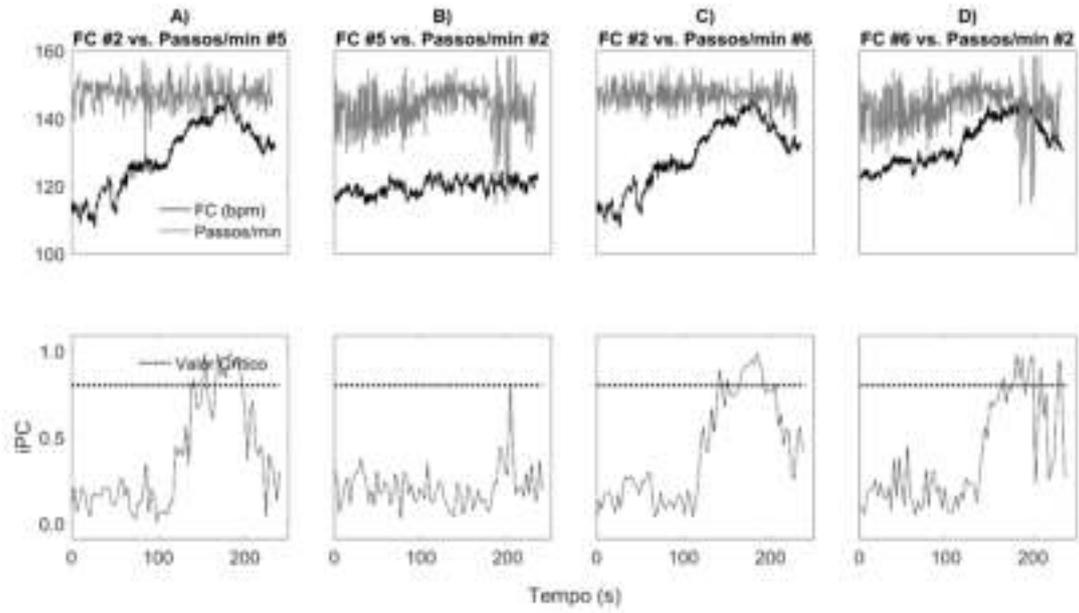


Figura G.5

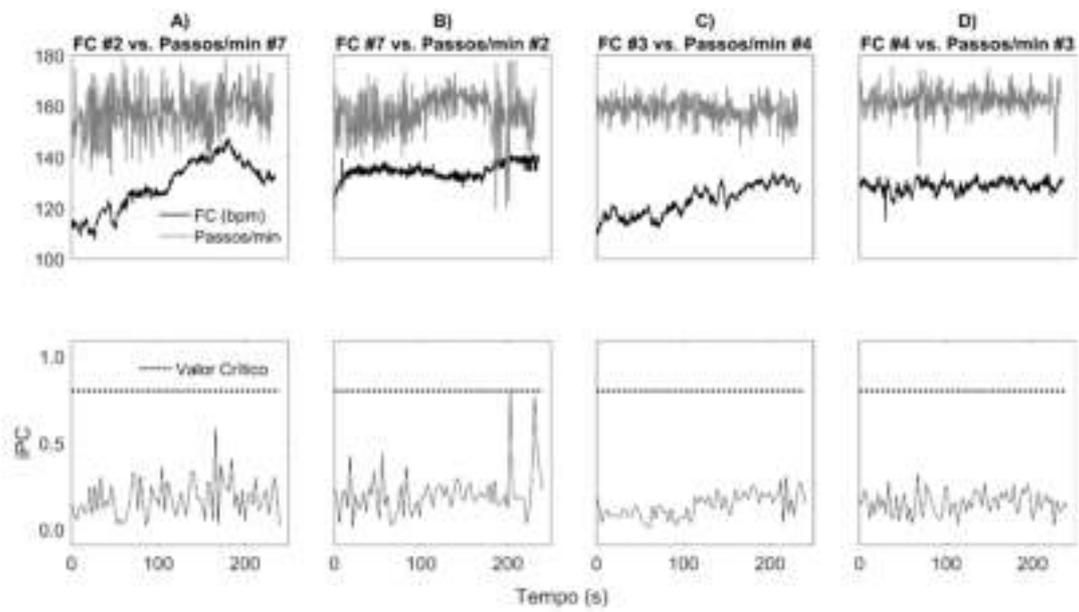


Figura G.6

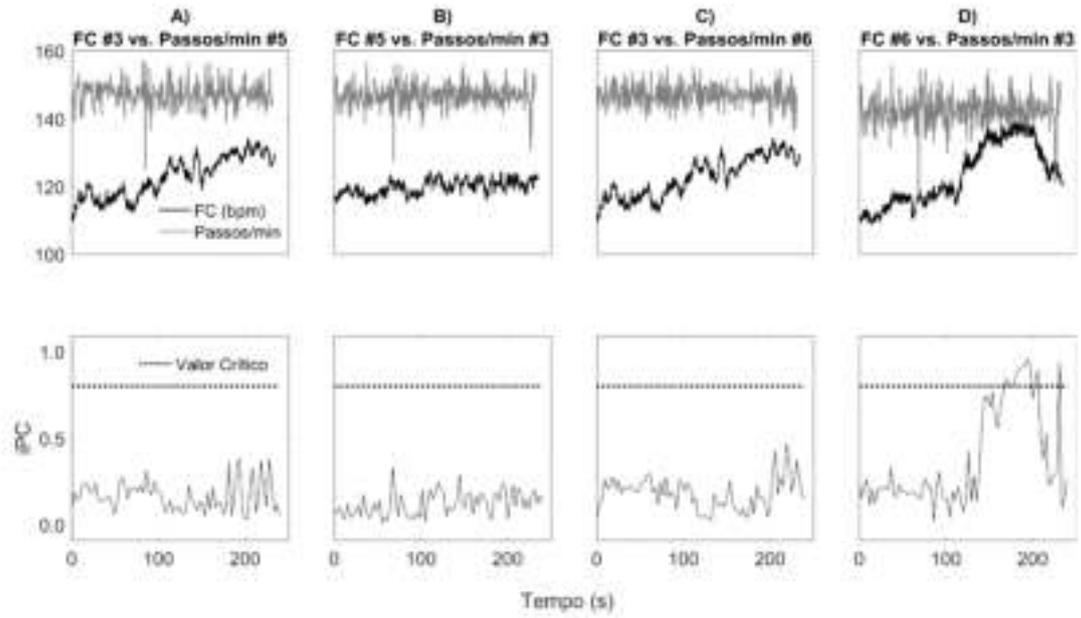


Figura G.7

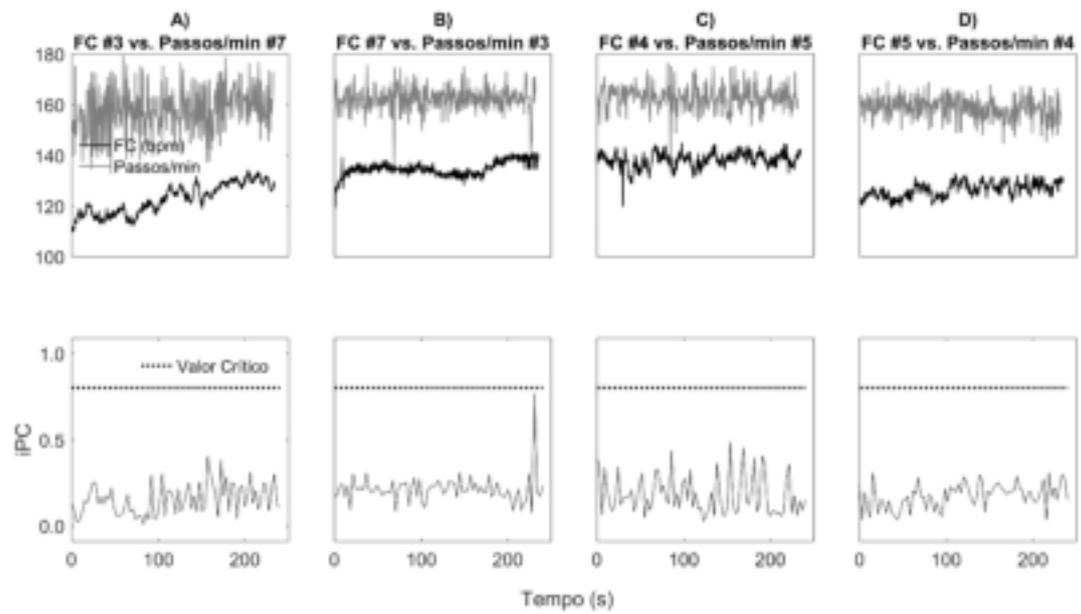


Figura G.8

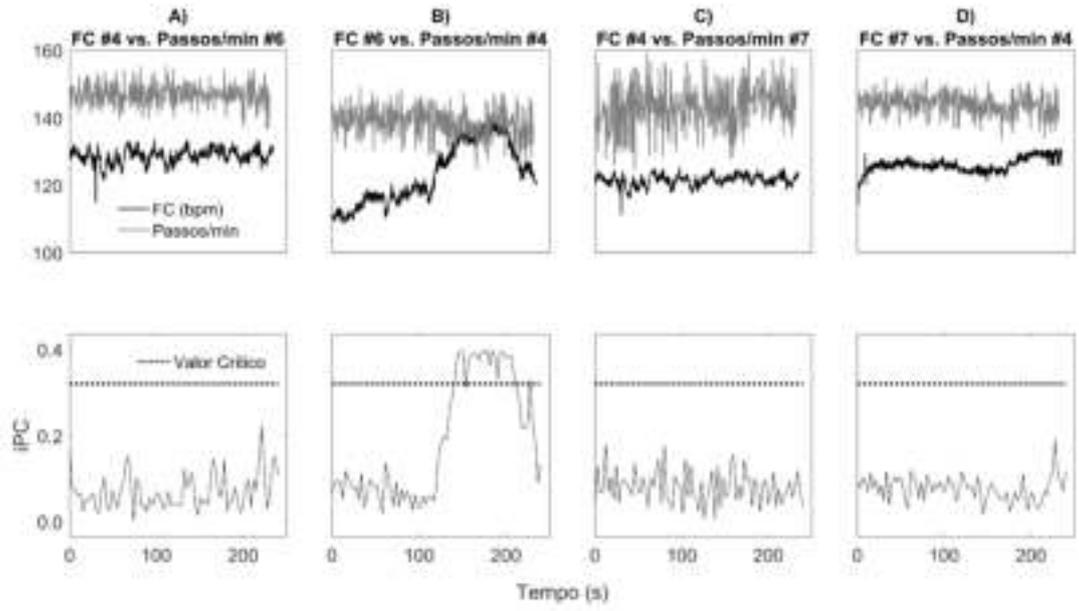


Figura G.9

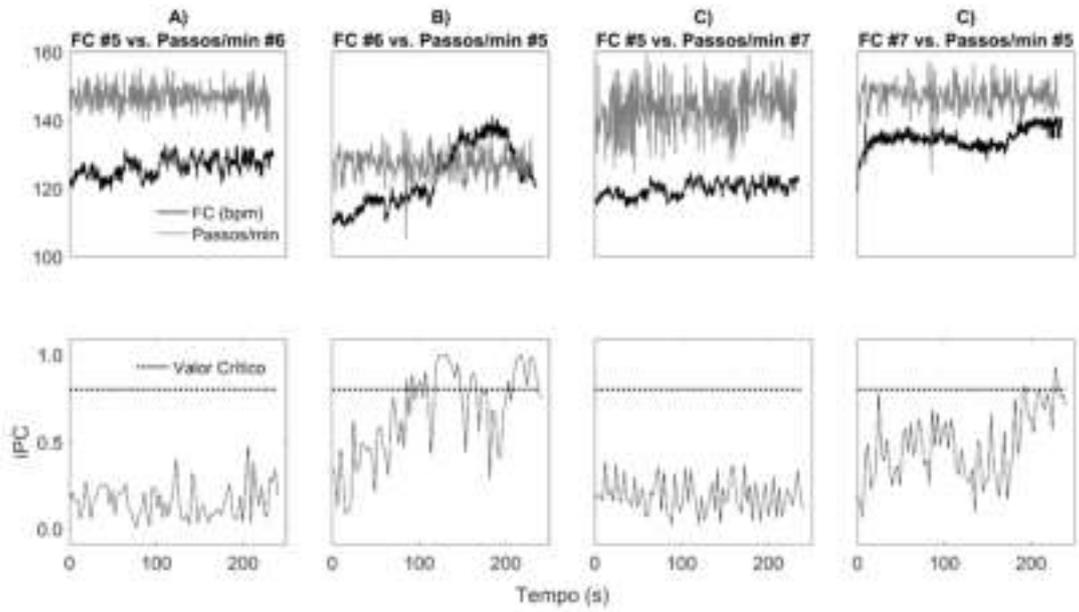


Figura G.10

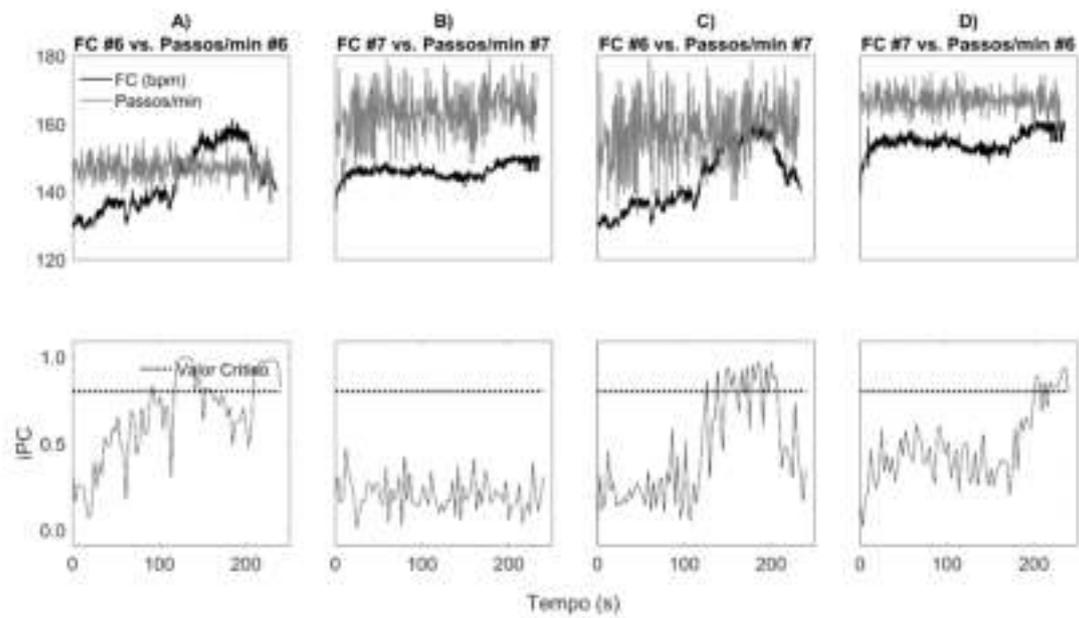


Figura G.11

Razão $n:m$ de 3:2 (três batimentos cardíacos por dois ciclos locomotores)

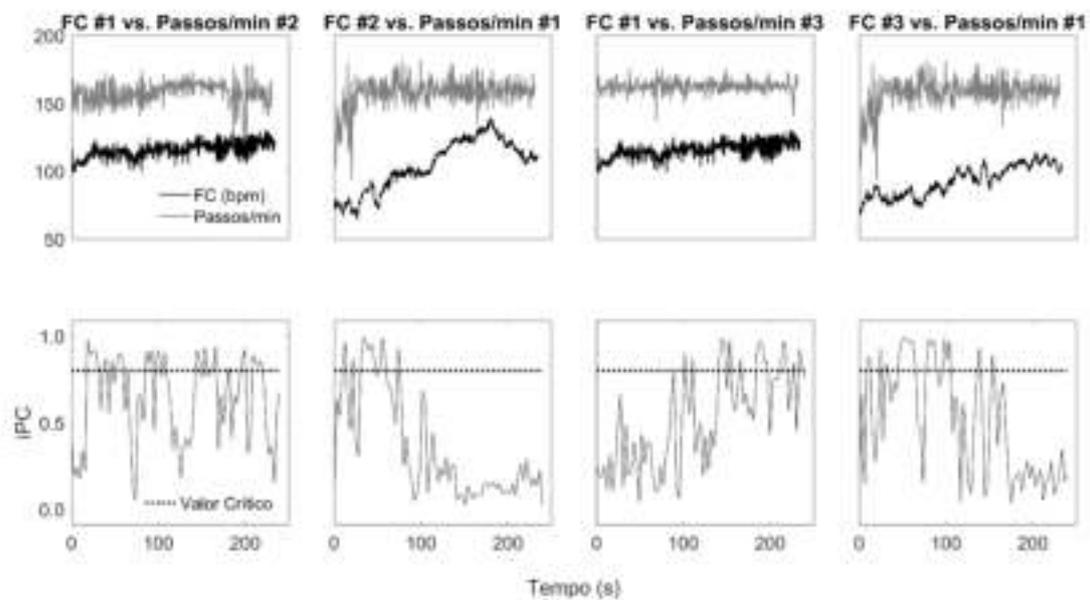


Figura G.12

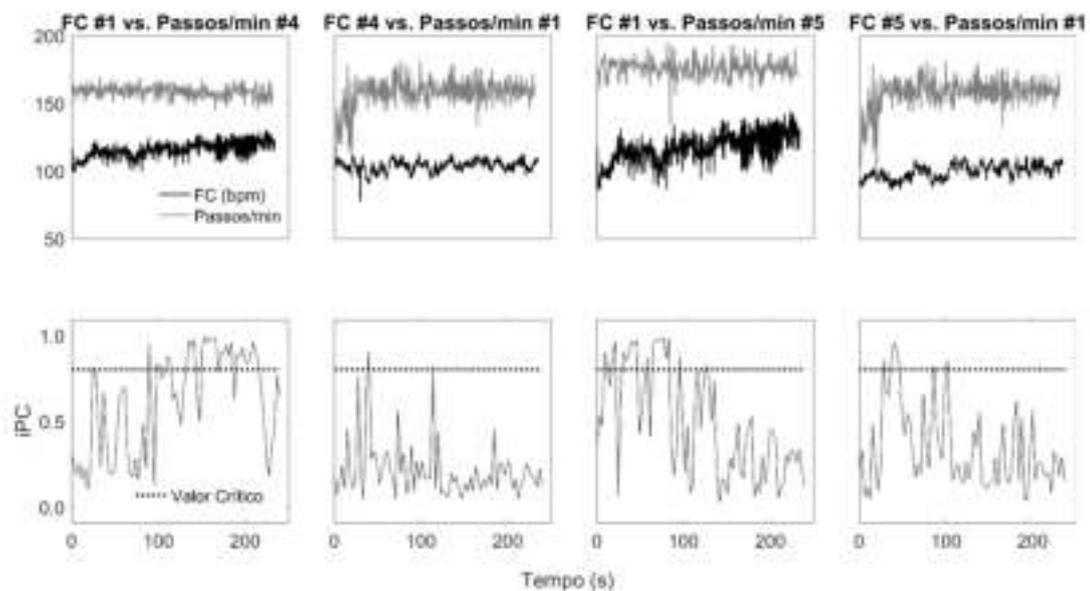


Figura G.13

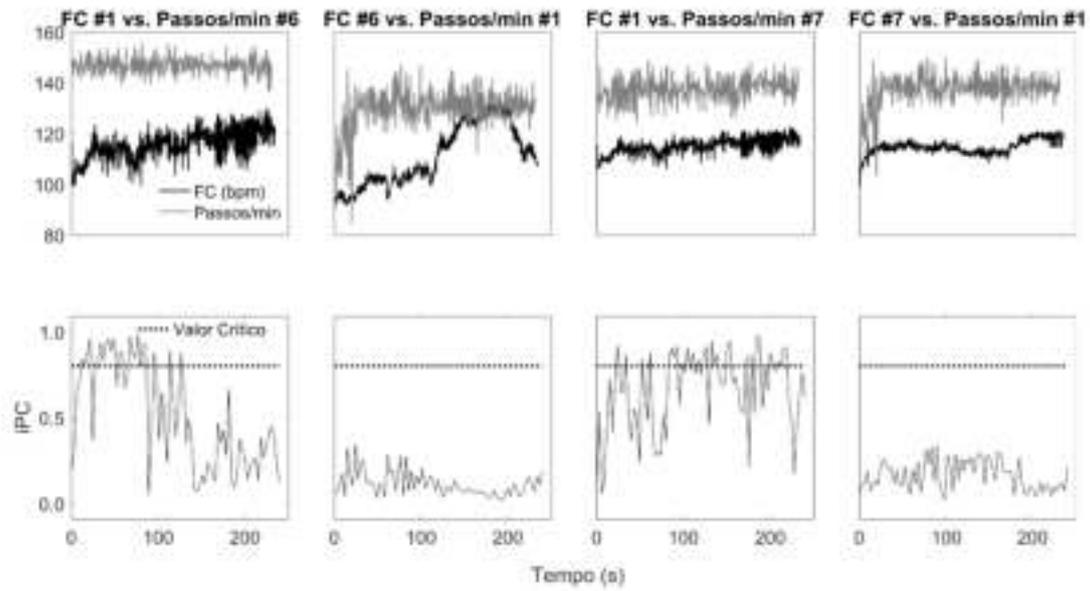


Figura G.14

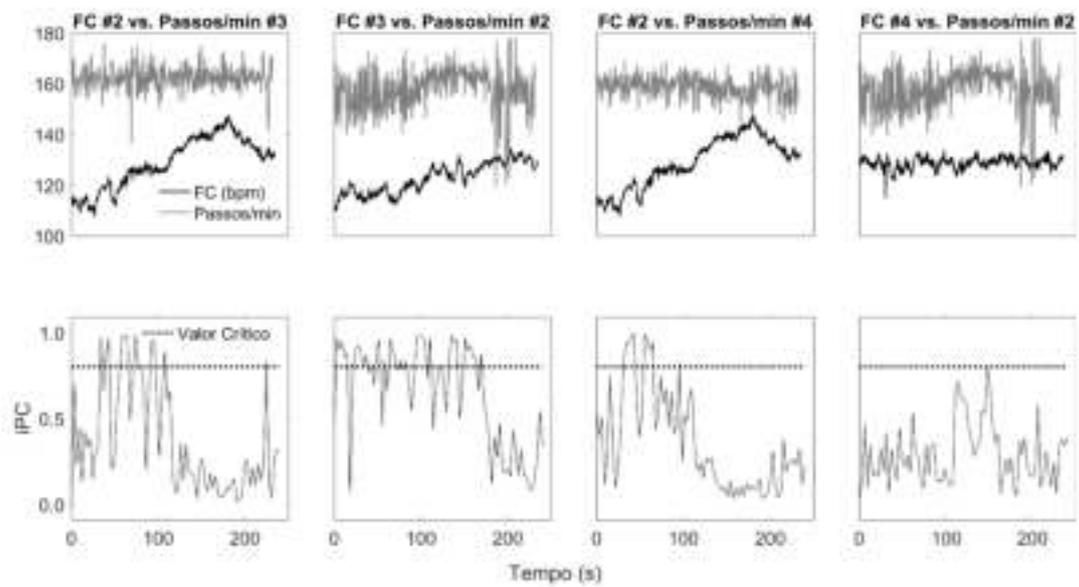


Figura G.15

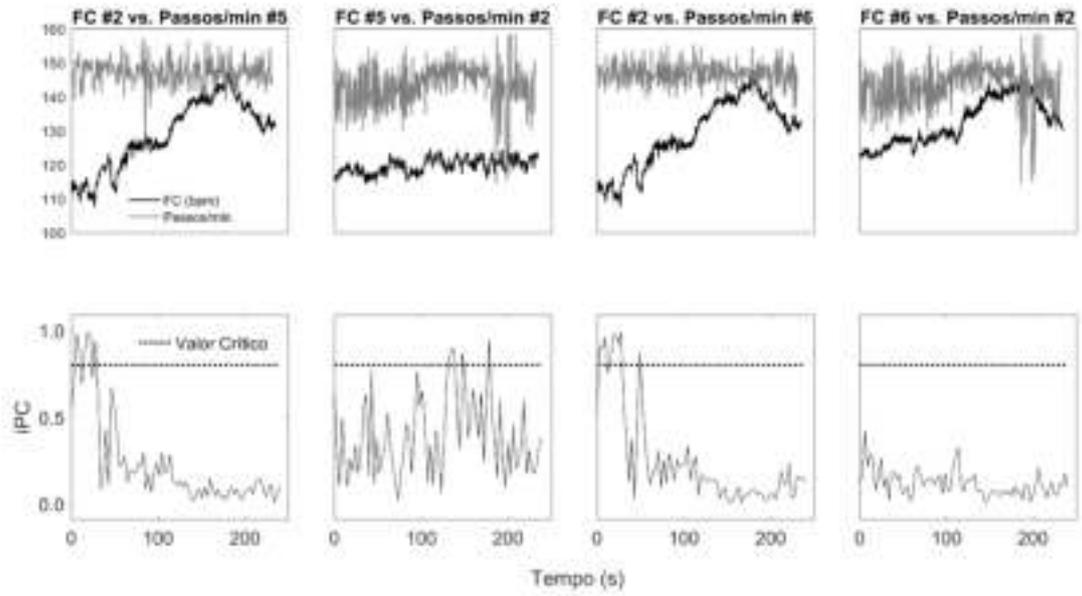


Figura G.16

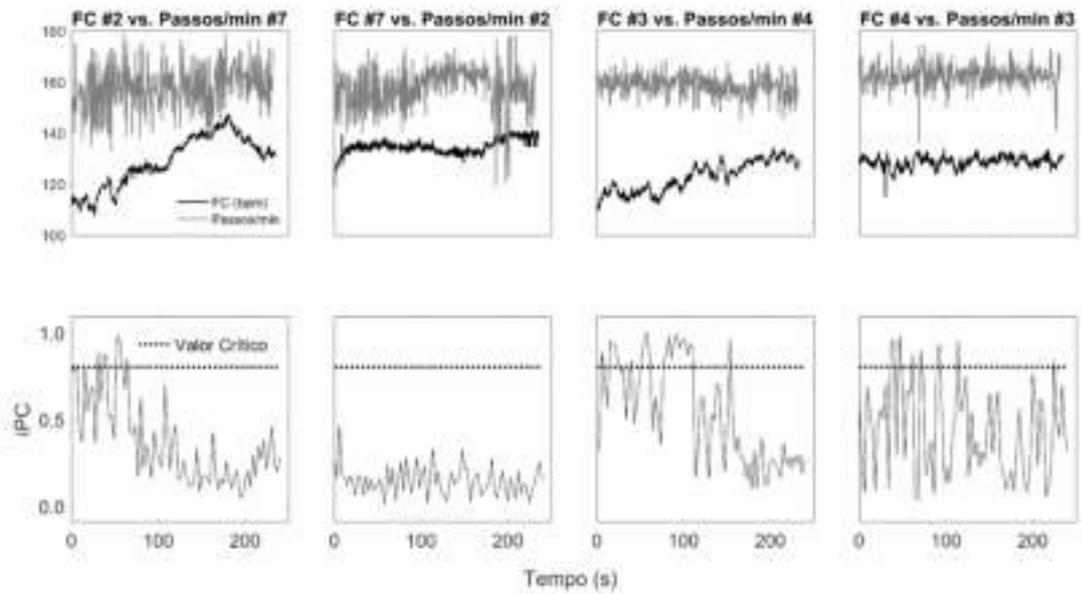


Figura G.17

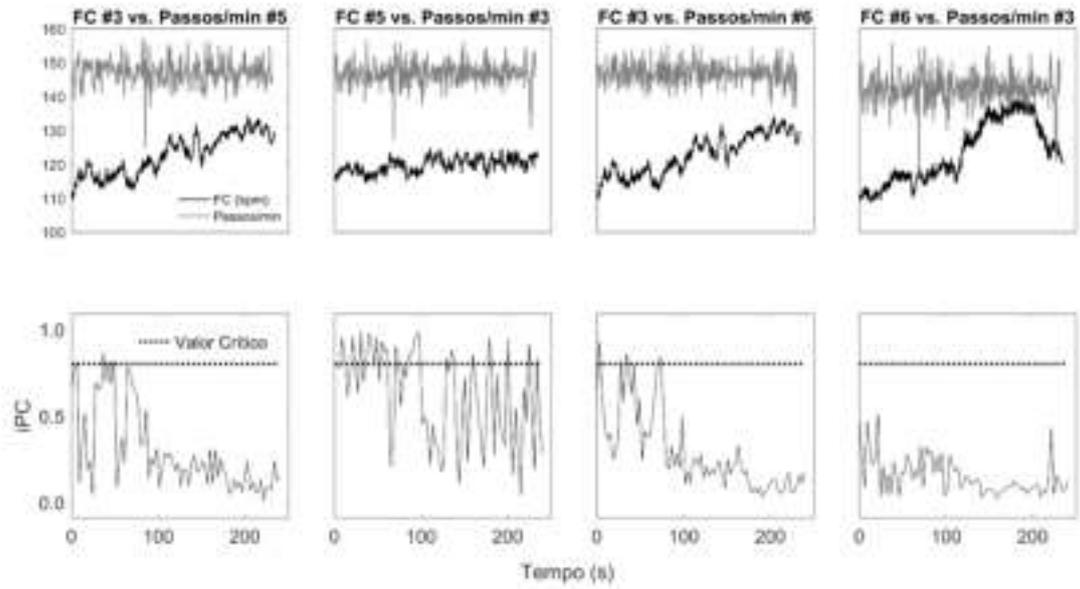


Figura G.18

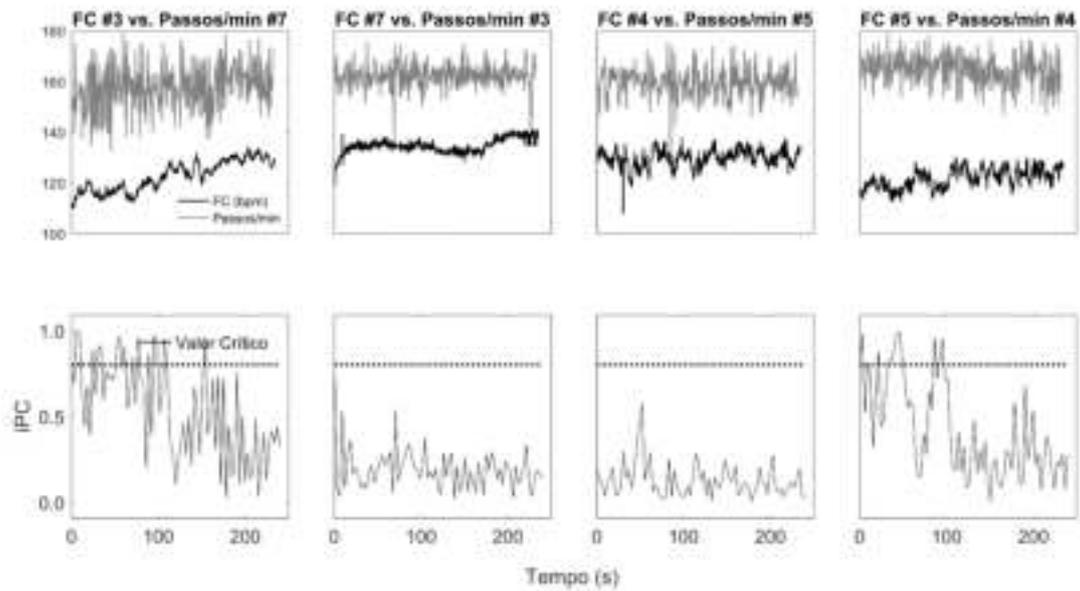


Figura G.19

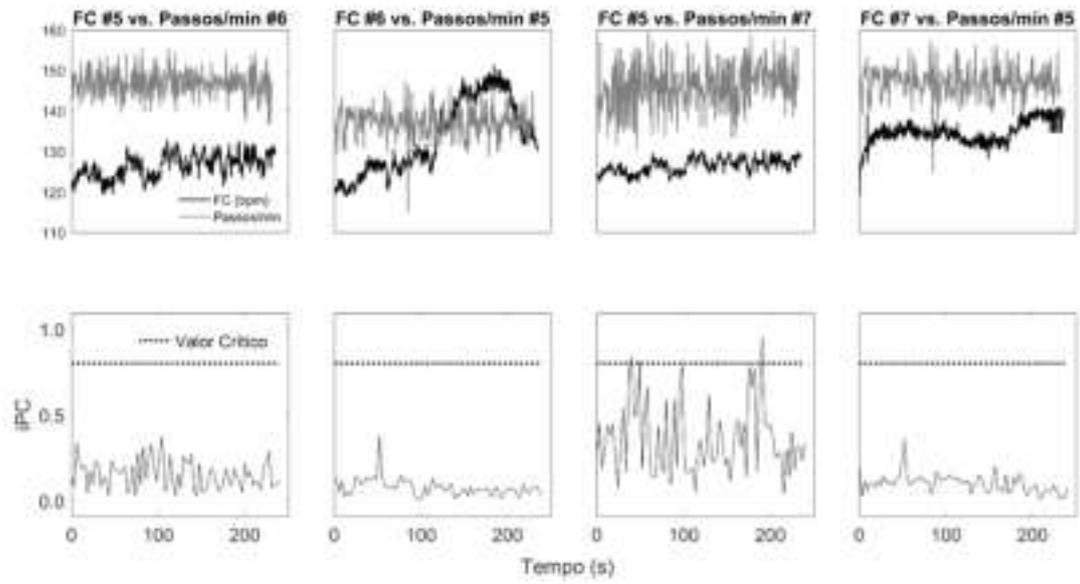


Figura G.20

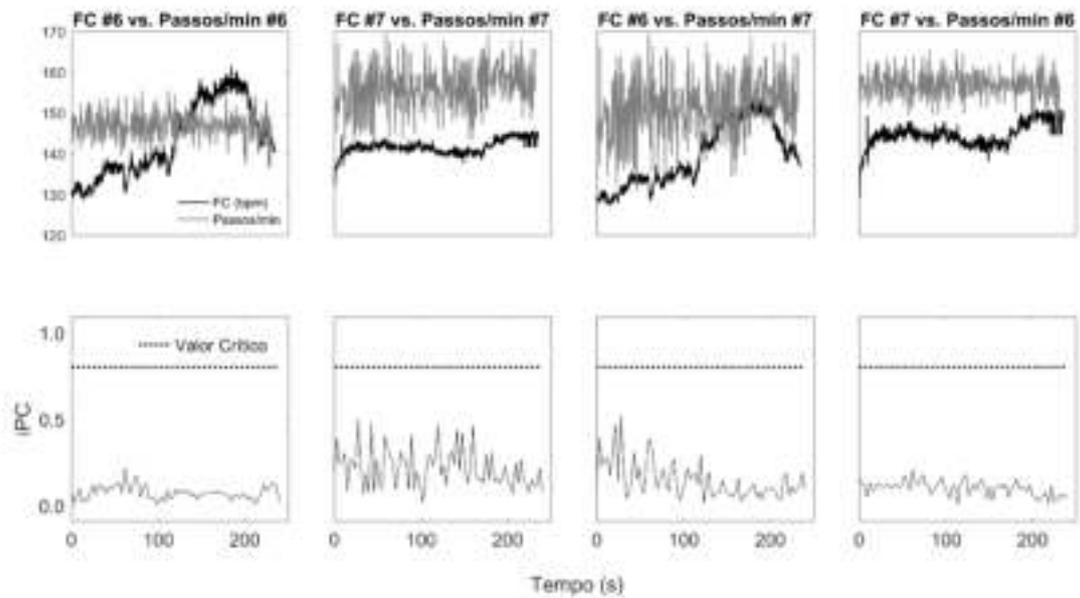


Figura G.21

Razão $n:m$ de 5:3 (cinco batimentos cardíacos por três ciclos locomotores)

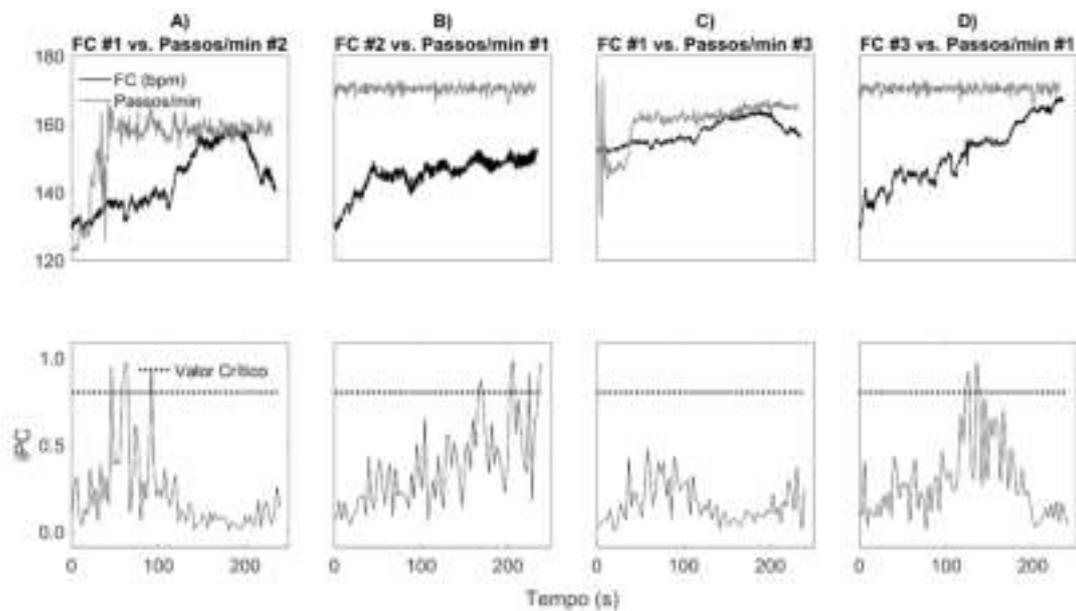


Figura G.22

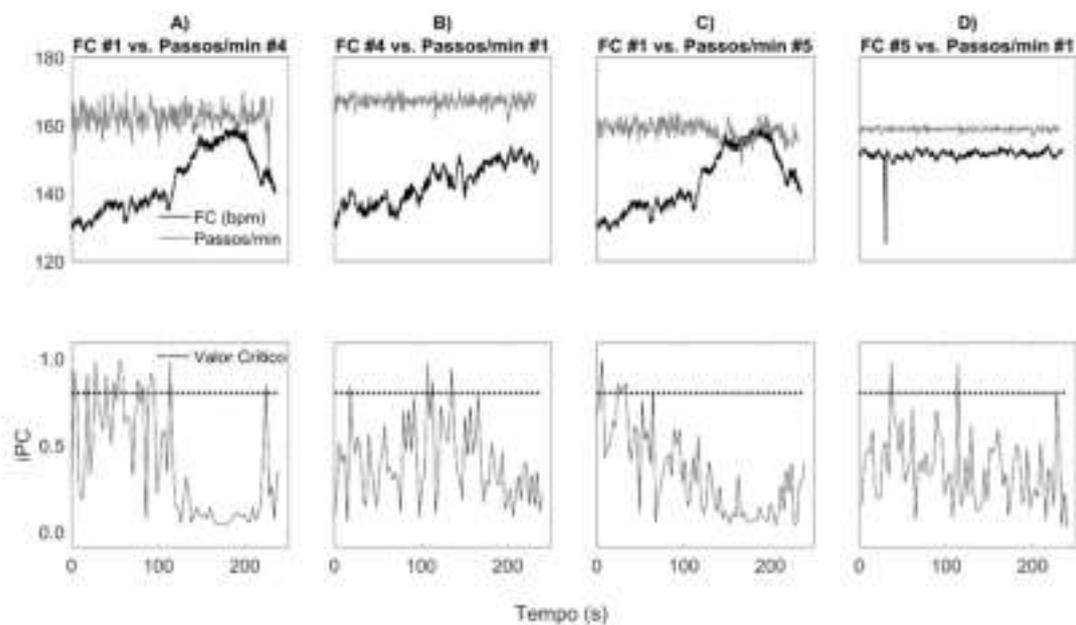


Figura G.23

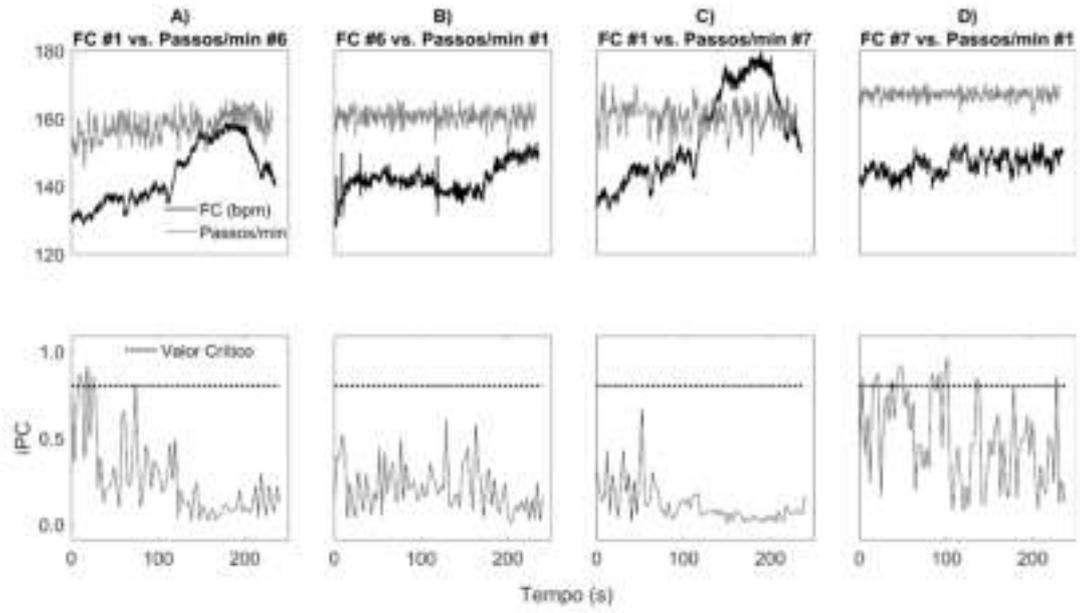


Figura G.24

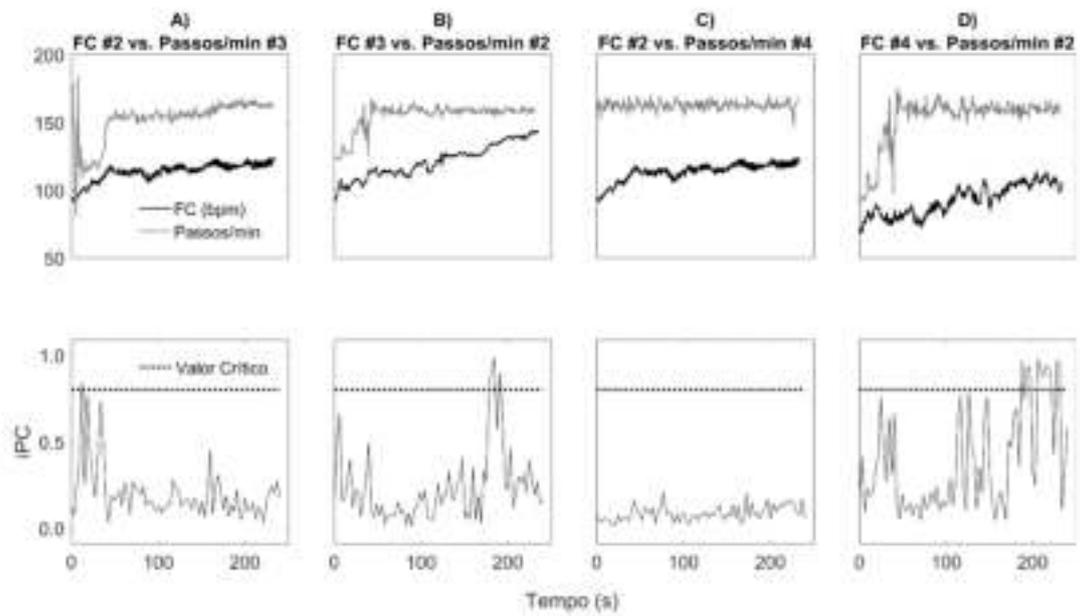


Figura G.25

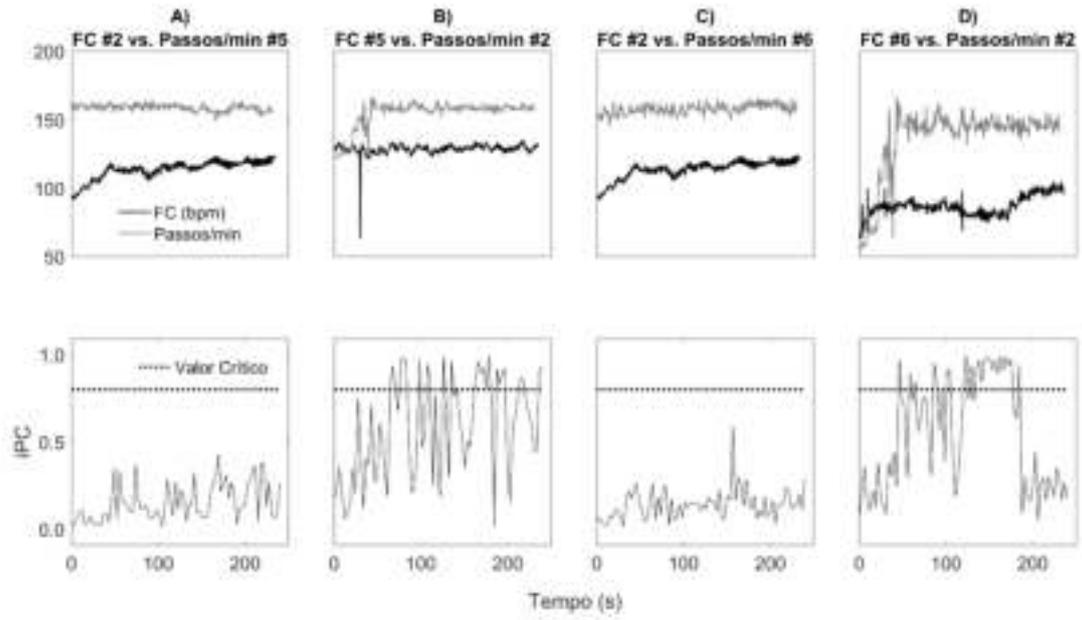


Figura G.26

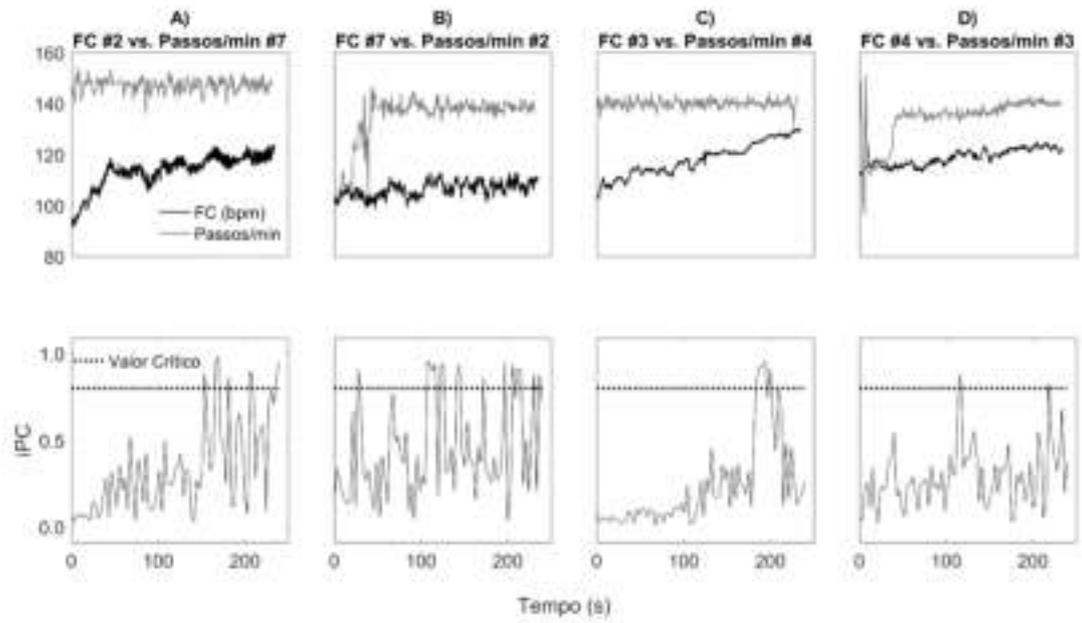


Figura G.27

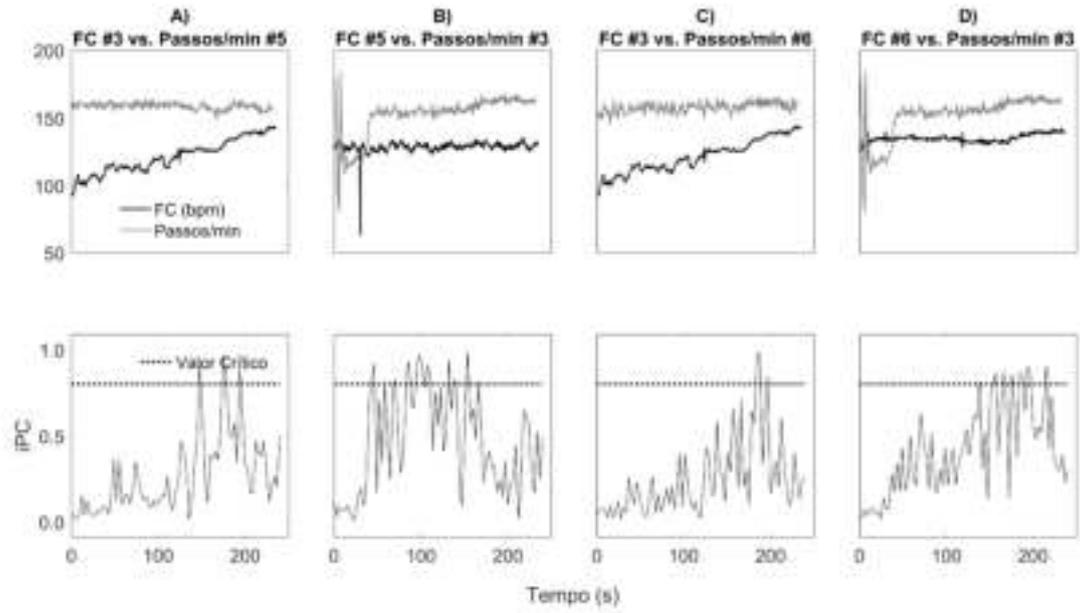


Figura G.28

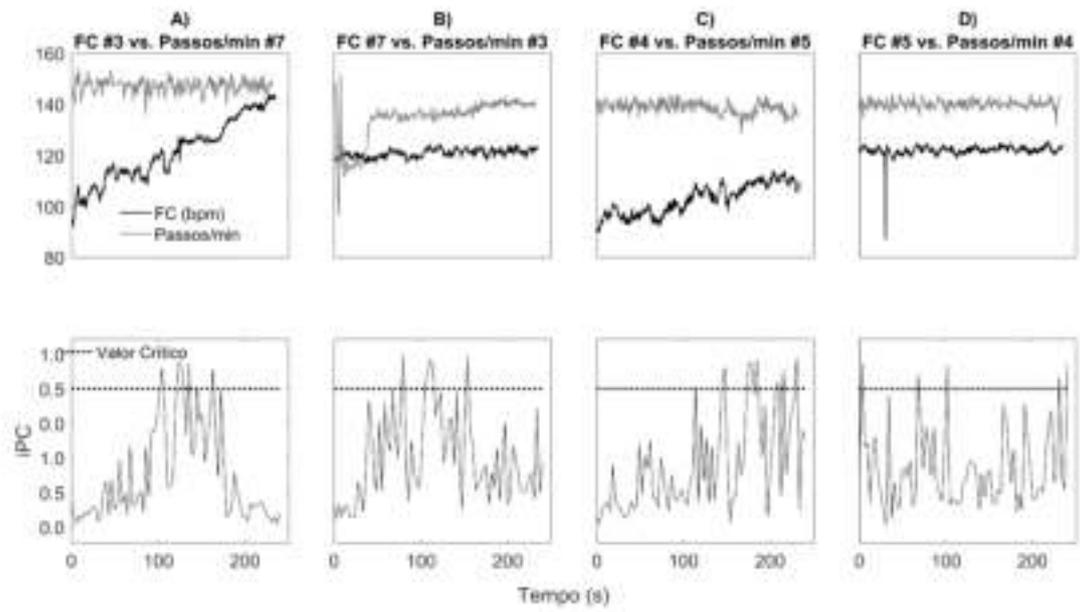


Figura G.29

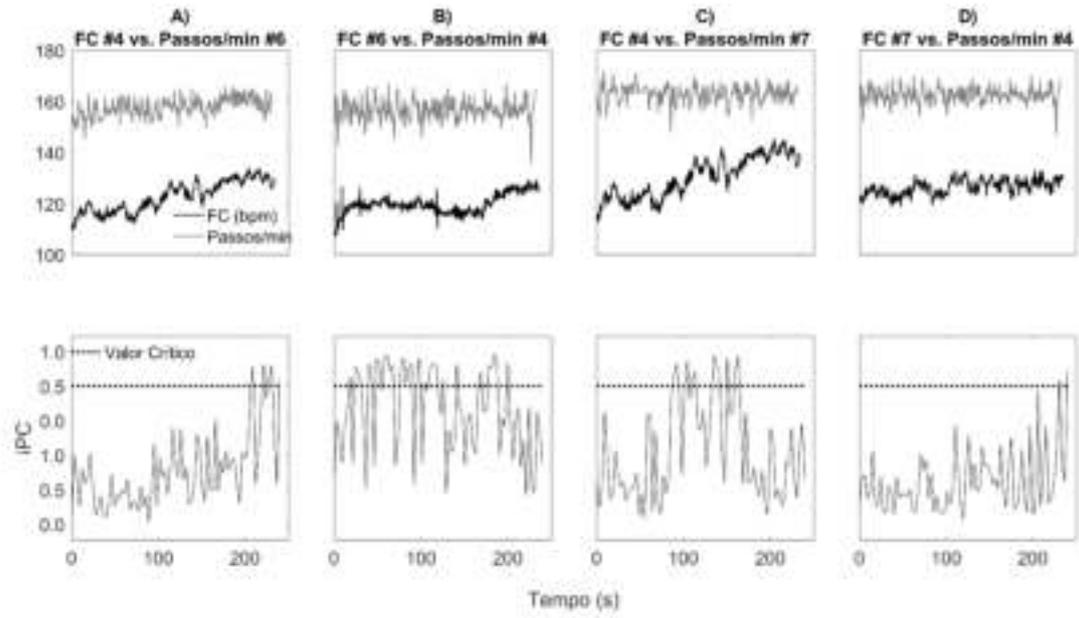


Figura G.30

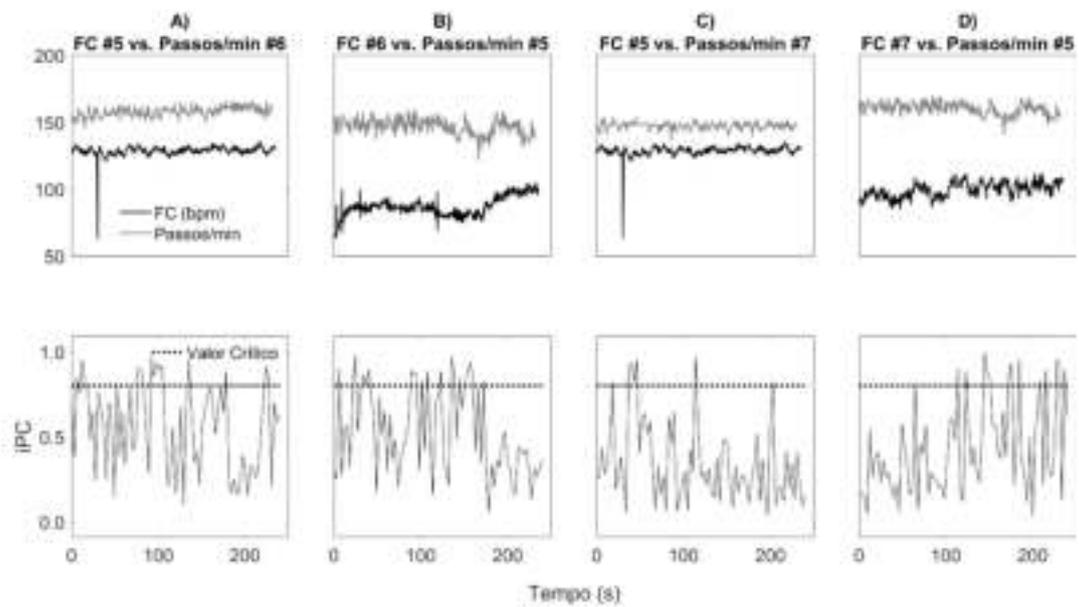


Figura G.31

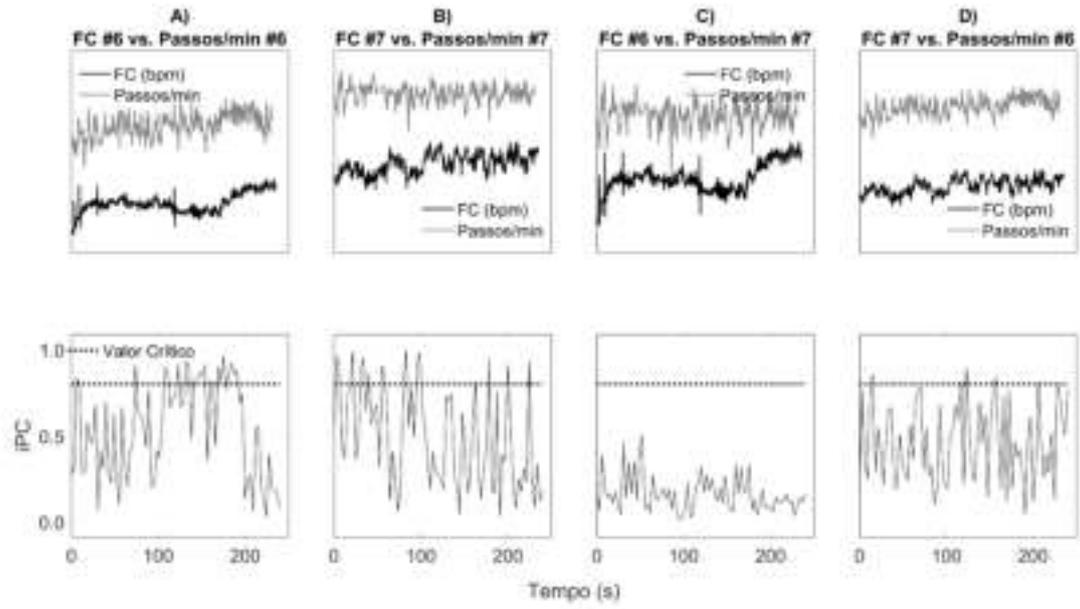


Figura G.32