



SISTEMA PARA CONTROLE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA ATRAVÉS DA VELOCIDADE DE UMA ESTEIRA ERGOMÉTRICA

Hailton Antunes Dias da Silva

Dissertação de Mestrado 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 Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares
Jurandir Nadal

Rio de Janeiro
Março de 2018

SISTEMA PARA CONTROLE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA ATRAVÉS DA
VELOCIDADE DE UMA ESTEIRA ERGOMÉTRICA

Hailton Antunes Dias da Silva

DISSERTAÇÃO 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 MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof. Fernando Cesar Lizarralde, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2018

Silva, Hailton Antunes Dias da

Sistema para controle da frequência cardíaca através da velocidade de uma esteira ergométrica/Hailton Antunes Dias da Silva. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2018.

XIV, 72 p.: il.; 29,7cm.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis

Tavares

Jurandir Nadal

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Biomédica, 2018.

Referências Bibliográficas: p. 42 – 45.

1. Sistema de controle adaptativo. 2. Frequência cardíaca. 3. Esteira ergométrica. I. Nadal, Jurandir II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer a todos que tornaram possível a realização deste projeto e que me apoiaram durante toda essa jornada.

Aos meus pais, Márcia e Hailton, que não só me apoiaram desde sempre, mas também me ensinaram a importância do conhecimento.

À minha esposa, Roberta, que me faz uma pessoa melhor a cada dia e que me levanta quando estou desmotivado.

Aos amigos, que estiveram ao meu lado e sempre estiveram prontos a me ajudar quando precisei.

Aos meus orientadores Frederico Jandre e Jurandir Nadal e aos professores Márcio Souza e Alexandre Pino, por todos os ensinamentos e conselhos dados durante o meu mestrado. Ao professor Ramon Costa, por emprestar o motor utilizado no sensor de velocidade.

Por fim, ao CNPQ e à CAPES pelo apoio financeiro.

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

SISTEMA PARA CONTROLE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA ATRAVÉS DA VELOCIDADE DE UMA ESTEIRA ERGOMÉTRICA

Hailton Antunes Dias da Silva

Março/2018

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares
Jurandir Nadal

Programa: Engenharia Biomédica

O objetivo deste estudo foi desenvolver e analisar um sistema para realizar o controle da frequência cardíaca (FC). O sistema de controle utiliza a topologia adaptativa por modelo de referência, com modelo de referência com ganho em regime permanente unitário e constante de tempo de 60 s, proporcionando um tempo de acomodação do sistema de, aproximadamente, 180 s. Foram coletados sinais da atividade cardíaca de 33 voluntários associados a sinais de velocidade durante uma caminhada moderada em esteira ergométrica. O protocolo experimental foi composto por 1 min de repouso inicial (etapa 0), 5 min com FC alvo de 100 bpm (etapa 1), 5 min com FC alvo de 110 bpm (etapa 2) e 3 min de repouso final (etapa 3). O sistema de controle foi avaliado quanto ao seu desempenho de rastreamento de referência, através do “Root Mean Square Error” (RMSE) do erro (e) entre a FC medida e a FC desejada durante as etapas 1 e 2, e desempenho em regime permanente, através da média (μ) e do desvio padrão (dp) de e durante os últimos dois minutos das etapas 2 e 3. Os testes apresentaram $RMSE = 5,17 \pm 1,11$ bpm, $\mu = -1,31 \pm 2,15$ bpm e $dp = 3,38 \pm 0,92$ bpm na etapa 1, $RMSE = 3,43 \pm 0,84$ bpm, $\mu = -0,13 \pm 1,03$ bpm e $dp = 2,84 \pm 0,81$ bpm na etapa 2. A análise estatística mostrou diferença significativa entre os valores de RMSE, μ e dp das etapas 1 e 2. Tais resultados indicam que, apesar do sistema de controle ter sido eficaz em ambas as etapas dos testes, existe uma tendência de melhora de desempenho ao elevar a FC alvo.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

HEART RATE ADAPTIVE CONTROL USING TREADMILL

Hailton Antunes Dias da Silva

March/2018

Advisors: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares
Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

The objective of this study was to develop and analyze a system to control the heart rate (HR). The control system uses an reference model adaptive topology, with model reference with steady state gain unitary and time constant of 60 s, giving a settling time around 180 s. Were collected heart activity signals of 33 volunteers associated with speed signals during a moderate walking on a treadmill. The experimental protocol consisted of 1 min initial rest (stage 0), 5 min with target HR of 100 bpm (step 1), 5 min with target HR of 110 bpm (step 2) and 3 min of final rest (stage 3). The control system wa evaluated for its reference tracking performance, through the “Root Mean Square Error” (RMSE) of the error (e) between the measured HR and the desired HR during steps 1 and 2, and steady state performance through the mean (μ) and standard deviation (sd) of e during the last two minutes of steps 1 and 2. The tests presented $RMSE = 5,17 \pm 1,11$ bpm, $\mu = -1,31 \pm 2,15$ bpm e $sd = 3,38 \pm 0,92$ bpm at stage 1, $RMSE = 3,43 \pm 0,84$ bpm, $\mu = -0,13 \pm 1,03$ bpm e $sd = 2,84 \pm 0,81$ bpm at stage 2. The statistical analysis showed a significant difference between RMSE, μ and dp values of stages 1 and 2. These results indicate that, although the control system was effective in both test stages, there is a tendency to improve performance on raising the target HR.

Sumário

Lista de Figuras	ix
Lista de Tabelas	xii
Lista de símbolos e abreviaturas	xiii
1 Introdução	1
1.1 Objetivo geral	2
1.2 Objetivos específicos	2
2 Fundamentos teóricos e sua literatura	3
2.1 Fisiologia e anatomia cardíaca	3
2.1.1 Atividade elétrica	4
2.1.2 Controle da frequência cardíaca	5
2.2 Caracterização de intensidade do exercício físico	6
2.3 Modelagem da frequência cardíaca	7
2.4 Sistema de controle	10
2.4.1 Sistema Adaptativo por Modelo de Referência	12
3 Materiais e métodos	16
3.1 Sujeitos	16
3.2 Critérios de inclusão e exclusão	16
3.3 Protocolo experimental	17
3.4 Esteira ergométrica	17
3.5 Aquisição de sinais	18
3.5.1 Frequência cardíaca	18
3.5.2 Velocidade	19
3.6 Modelo dinâmico da velocidade da esteira	21
3.7 Variação dos parâmetros da dinâmica da FC	21
3.8 Parâmetros do sistema de controle	22
3.8.1 Simulação	22
3.9 Software de controle e aquisição da FC	25

3.9.1	Função de aquisição	26
3.9.2	Lei de controle	26
3.9.3	Função de armazenamento	26
3.10	Análise dos resultados	27
4	Resultados	28
4.1	Calibração do sensor de velocidade	28
4.2	Modelo dinâmico da velocidade da esteira	29
4.3	Variação dos parâmetros da dinâmica da FC	30
4.4	Parâmetros do sistema de controle	31
4.5	Testes com voluntários	32
4.5.1	Desempenho de rastreamento	35
4.5.2	Desempenho do regime permanente	36
5	Discussão	38
5.1	Desempenho do rastreamento	39
5.2	Desempenho do regime permanente	39
6	Conclusão	41
	Referências Bibliográficas	42
A	Testes dos voluntários	46

Lista de Figuras

2.1	Anatomia cardíaca (1 - Válvula tricúspide, 2 - Válvula pulmonar, 3 - Válvula aórtica, 4 - Válvula mitral).	3
2.2	Eletrocardiograma de um ciclo cardíaco normal.	4
2.3	Os nervos cardíacos (1 - Nodo Sinoatrial, 2 - Nodo Atrio-Ventricular).	5
2.4	Diagrama de blocos - Modelo proposto por BRODAN et al. (1971).	8
2.5	Diagrama de blocos - Modelo proposto por Cheng et al. (2007).	8
2.6	Relação de K_p e τ_p com a velocidade do exercício.	10
2.7	Diagrama de blocos - (a) Sistema em malha aberta, (b) Sistema em malha fechada.	11
2.8	Diagrama de blocos - MRAC.	13
3.1	Valores de referência em cada etapa do protocolo experimental.	17
3.2	Diagrama do arranjo instrumental.	18
3.3	ECG - Posicionamento dos eletrodos.	19
3.4	Fixação do gerador e do pneu sob a esteira ergométrica.	19
3.5	Circuito do sensor de velocidade.	20
3.6	Protocolo de identificação da dinâmica da velocidade.	21
3.7	Diagrama de blocos - modelo 2.2.	22
3.8	Diagrama de blocos - inverso da constante de tempo.	23
3.9	Diagrama de blocos - ganho em regime permanente.	23
3.10	Diagrama de blocos - sistema em malha fechada.	24
3.11	Diagrama de blocos - θ	24
3.12	Diagrama de blocos - K	24
3.13	Interface gráfica do sistema de controle.	25
4.1	Resultado dos ensaios de calibração do sensor de velocidade.	28
4.2	Resultado do ensaio do modelo dinâmico da velocidade da esteira ergométrica.	29
4.3	Variação de K_p em relação a velocidade.	30
4.4	Variação de τ_p^{-1} em relação a velocidade.	30
4.5	Simulação - FC.	31

4.6	Simulação - velocidade.	31
4.7	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 16 durante o teste.	32
4.8	Erro entre a FC medida e o modelo de referência do voluntário 16 durante o teste.	33
4.9	Comportamento do parâmetro K (A) e do parâmetro θ (B) do voluntário 16 durante o teste.	33
4.10	Box-plot dos valores de RMSE.	35
4.11	Comparação entre os valores de RMSE das etapas 1 e 2.	35
4.12	Box-plot dos valores de μ	36
4.13	Variação do módulo de μ em relação a FC de repouso.	36
4.14	Box-plot dos valores de dp	37
A.1	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 01 durante o teste.	46
A.2	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 02 durante o teste.	47
A.3	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 04 durante o teste.	48
A.4	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 05 durante o teste.	49
A.5	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 06 durante o teste.	50
A.6	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 07 durante o teste.	51
A.7	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 09 durante o teste.	52
A.8	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 10 durante o teste.	53
A.9	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 11 durante o teste.	54
A.10	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 12 durante o teste.	55
A.11	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 13 durante o teste.	56
A.12	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 15 durante o teste.	57
A.13	Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 16 durante o teste.	58

A.14 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 17 durante o teste.	59
A.15 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 20 durante o teste.	60
A.16 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 21 durante o teste.	61
A.17 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 23 durante o teste.	62
A.18 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 24 durante o teste.	63
A.19 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 25 durante o teste.	64
A.20 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 26 durante o teste.	65
A.21 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 28 durante o teste.	66
A.22 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 30 durante o teste.	67
A.23 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 32 durante o teste.	68
A.24 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 36 durante o teste.	69
A.25 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 37 durante o teste.	70
A.26 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 39 durante o teste.	71
A.27 Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 40 durante o teste.	72

Lista de Tabelas

2.1	Intensidade absoluta em adultos saudáveis (idade), em função do gasto energético (MET)	6
2.2	Gasto energético em caminhada horizontal ou inclinada (MET)	7
2.3	Variação de K_p e τ_p durante caminhada	10
3.1	Ensaio de calibração do sensor de velocidade	20
4.1	Valores RMSE, μ e σ de cada etapa, em bpm.	34

Lista de símbolos e abreviaturas

- α : taxa de adaptação.
- α_v : sensibilidade estática do sensor de velocidade.
- β : taxa de adaptação.
- β_v : “offset” do sensor de velocidade.
- θ : parâmetro adaptativo do sistema MRAC.
- μ : média.
- τ_m : constante de tempo do modelo de referência.
- τ_p : constante de tempo da planta.
- \mathcal{V} : função candidata do método de Lyapunov.
- a_m : parâmetro “a” do modelo de referência.
- a_p : parâmetro “a” da planta.
- b_m : parâmetro “b” do modelo de referência.
- b_p : parâmetro “b” da planta.
- dp: desvio padrão.
- e: erro.
- e_v : tensão de saída do sensor de velocidade.
- f : função genérica.
- FC: frequência cardíaca.
- GE: gasto energético.
- Inc: inclinação de caminhada.

- iRR: intervalo R-R.
- k : parâmetro adaptativo do sistema MRAC.
- K_m : ganho em regime permanente do modelo de referência.
- K_p : ganho em regime permanente da planta.
- MET: “metabolic equivalent of task”.
- MRAC: sistema de controle adaptativo por modelo de referência.
- NL: não-linear.
- R: limite do intervalo.
- r : valor de referência desejado.
- RMSE: “root mean square error”.
- SNA: sistema nervoso autônomo.
- TCLE: termo de consentimento livre e esclarecido.
- u : carga aplicada.
- v : velocidade de caminhada.
- VFC: variabilidade da frequência cardíaca.
- v_n : velocidade nominal da esteira ergométrica.
- y : saída do sistema.
- y_m : saída do modelo de referência.

Capítulo 1

Introdução

A frequência cardíaca (FC) é objeto de estudo de diversas áreas, visando tanto o diagnóstico de doenças quanto à otimização de atividades físicas. No caso da otimização de atividades físicas, pode ser destacada a chamada “Fat Burning Zone”, na qual o usuário deve caminhar ou correr em uma determinada velocidade capaz de manter sua FC entre 60 e 70% da sua FC máxima, garantindo uma perda de gordura corporal mais eficaz (CAREY, 2009). Por outro lado, no caso do diagnóstico de doenças, pode ser destacada a indução de micro-alternância da onda T (MOT), um marcador de risco de morte súbita cardiovascular que necessita de uma FC estável do indivíduo entre 105 e 110 bpm (VERRIER et al., 2011).

Casos como esse expõem a necessidade de sistemas automáticos capazes de controlar a variação da FC. Porém, a falta de uma modelagem consolidada para a descrição da dinâmica da variação de FC em exercício fez com que diversas estratégias de controle da FC diferentes tenham sido estudadas, cada um com aspectos positivos e negativos.

Estudos mais antigos da dinâmica da variação de FC tinham como foco descrever os aspectos fisiológicos que atuam sobre a FC. BRODAN et al. (1971) e CHENG et al. (2007) são exemplos desse tipo de estudo, onde o primeiro concentra-se na influência neural, enquanto o segundo procura descrever as influências neurais, hormonais, metabólicas e de variação de temperatura corporal sobre a FC.

A partir de 2010 os estudos da dinâmica da variação de FC passaram focar em modelos mais simples, assumindo perder informações fisiológicas intermediárias. SU et al. (2010) propuseram um modelo de primeira ordem, com seus parâmetros variáveis em relação a velocidade aplicada, enquanto HUNT et al. (2015) utilizaram tal estudo para evidenciar as faixas de variação de cada parâmetro.

Apesar do foco em modelo dinâmicos mais simples da variação de FC, uma característica importante que deve ser considerada é a variabilidade da frequência cardíaca (VFC). Os estudos de ALONSO et al. (1998) mostraram que para valores reduzidos de FC (próximos dos valores em repouso), a VFC possui valores elevados

e reduzem ao longo da elevação da FC do indivíduo.

Estudos como os de SU et al. (2005) e HUNT E MAURER (2016) procuraram avaliar que características o controlador deve ter para realizar o controle da variação de FC de forma eficaz. Ambos mostraram que, devido à não-linearidade da dinâmica da variação de FC durante o exercício, os sistemas de controle não-lineares apresentam um desempenho melhor que sistemas de controle lineares.

O ponto em comum entre os controladores abordados é a necessidade de sintonizá-los para cada usuário, necessitando o conhecimento prévio da dinâmica da variação de FC de cada um deles. Isso se deve ao fato da grande variação que pode ocorrer de tal dinâmica, voluntário a voluntário. Uma alternativa são os sistemas de controle adaptativos (IOANNOU E SUN, 1996). Tais sistemas atualizam os parâmetros do controlador em tempo-real, com o objetivo de adaptar-se à dinâmica em que atuam. Dessa forma, mesmo que o sistema a ser controlado sofra alterações ao longo do tempo, os controladores adaptativos procuram compensá-las para obter uma melhor eficácia.

Um exemplo desse tipo de sistema é o sistema adaptativo por modelo de referência. Seu objetivo é ajustar seus parâmetros para que a dinâmica resultante tenha um comportamento igual ao de um modelo desejado. O fato de realizar seu ajuste comparando valores medidos e valores desejados, permite que o controle seja realizado sem o conhecimento prévio da dinâmica e responda em tempo-real a alterações na dinâmica.

Sendo assim, propõe-se no presente estudo a utilização de um sistema de controle adaptativo por modelo de referência, o qual seria capaz de adaptar-se às variações na dinâmica da FC durante o exercício, sem a necessidade de seu conhecimento prévio.

1.1 Objetivo geral

O estudo tem como objetivo controlar a frequência cardíaca de indivíduos caminhando em esteira ergométrica utilizando um sistema de controle adaptativo.

1.2 Objetivos específicos

- Controlar o transiente da dinâmica da FC dos indivíduos.
- Estabilizar a FC dos indivíduos em um determinado patamar.

Capítulo 2

Fundamentos teóricos e sua literatura

2.1 Fisiologia e anatomia cardíaca

O sistema cardiovascular é formado pelo coração, um conjunto de veias e artérias e ramificações chamadas capilares. Enquanto o coração é responsável por bombear o sangue, as veias e as artérias são responsáveis por sua distribuição e coleta ao longo do corpo. Por sua vez, os capilares são um sistema extenso de finos vasos capazes de realizar rápidas trocas de gases e substâncias (BERNE E LEVY, 1990).

O coração consiste de duas bombas pulsáteis separadas, o coração esquerdo e o coração direito, cada um deles possuindo duas câmaras, um átrio e um ventrículo. Os átrios são responsáveis por propeler o sangue até os ventrículos, enquanto os ventrículos impulsionam o sangue para os pulmões, como é o caso do ventrículo direito, ou para os outros tecidos do corpo, como é o caso do ventrículo esquerdo. A anatomia cardíaca pode ser vista na Figura 2.1.

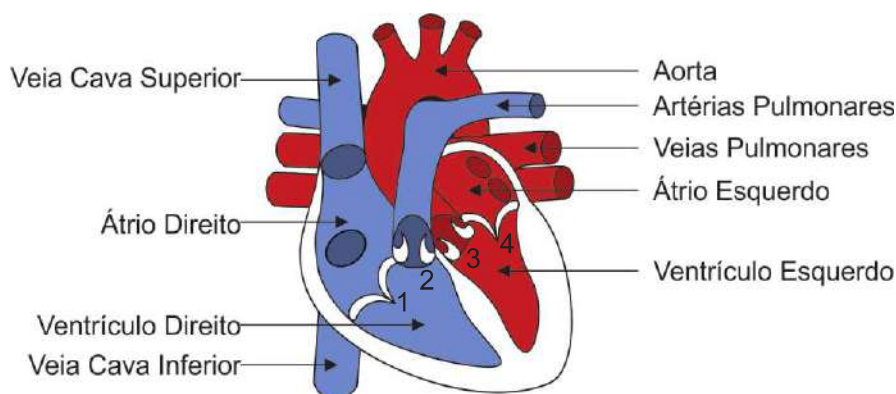


Figura 2.1: Anatomia cardíaca (1 - Válvula tricúspide, 2 - Válvula pulmonar, 3 - Válvula aórtica, 4 - Válvula mitral).

O sangue venoso (pobre em oxigênio e rico em gás carbônico) entra no coração através da veia cava até chegar ao átrio direito. Durante o relaxamento cardíaco, na diástole, a válvula tricúspide se abre e o sangue do átrio direito passa para o ventrículo direito. Na sístole, o sangue dentro do ventrículo direito é impulsionado pela contração ventricular através da artéria pulmonar até chegar aos pulmões.

Depois de realizadas as trocas gasosas nos pulmões, o sangue arterial (rico em oxigênio e pobre em gás carbônico) entra no coração, dessa vez através das veias pulmonares até o átrio esquerdo. Novamente, na diástole, a válvula mitral se abre e o sangue do átrio esquerdo passa para o ventrículo esquerdo. O sangue dentro do ventrículo esquerdo é então impulsionado pela contração ventricular através da aorta para os outros tecidos do corpo.

Enquanto a ejeção de sangue é caracterizada pela contração das câmaras cardíacas, a chamada sístole, a dilatação das câmaras para a entrada do sangue é chamada de diástole. Esse conjunto de eventos é chamado de ciclo cardíaco, transmitindo potenciais de ação ao longo do miocárdio durante sua realização (GUYTON E HALL, 2006).

2.1.1 Atividade elétrica

Quando o potencial de ação passa através do coração, é gerado um campo elétrico. Com o auxílio de eletrodos colocados sobre a pele, em lados opostos do coração, é possível registrar os potenciais elétricos gerados. Esse registro é conhecido como eletrocardiograma (GUYTON E HALL, 2006).

O eletrocardiograma normal é composto pela onda P, pelo complexo QRS e pela onda T. A onda P é produzida pelos potenciais elétricos gerados quando os átrios se despolarizam, antes da contração atrial começar. O complexo QRS é produzido pelos potenciais gerados quando os ventrículos se despolarizam antes de sua contração. Já a onda T é produzida pelos potenciais gerados enquanto os ventrículos se restabelecem do estado de despolarização. A Figura 2.2 apresenta um exemplo do eletrocardiograma de um ciclo cardíaco normal.

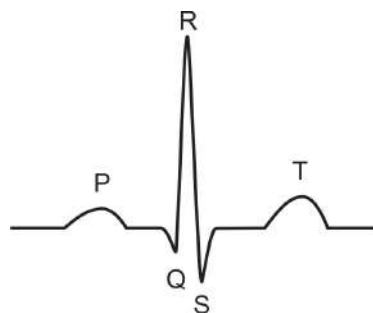


Figura 2.2: Eletrocardiograma de um ciclo cardíaco normal.

Uma forma de medir a frequência cardíaca (FC) é através do monitoramento entre o período de ocorrência das ondas R, mais conhecido como intervalo R-R (iRR). Como o iRR caracteriza-se pelo intervalo de tempo entre dois batimentos cardíacos, a FC instantânea, em bpm (batimentos por minuto), é definida pela Equação 2.1.

$$FC = \frac{60}{iRR} \quad (2.1)$$

2.1.2 Controle da frequência cardíaca

O controle da atividade cardíaca é mediado quase que exclusivamente pelo sistema nervoso autônomo (SNA). O coração é altamente inervado por nervos dos sistemas simpático e parassimpático (vago), como é mostrado na Figura 2.3.

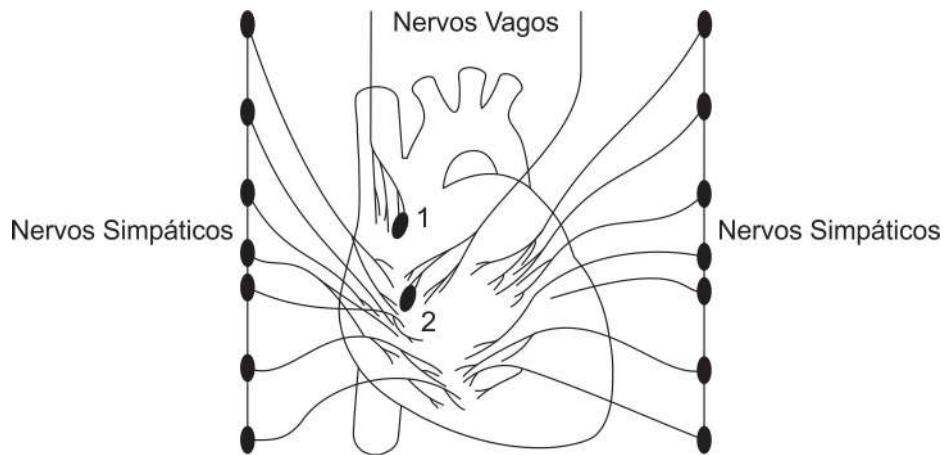


Figura 2.3: Os nervos cardíacos (1 - Nodo Sinoatrial, 2 - Nodo Atrio-Ventricular).

Ambos os sistemas trabalham em conjunto para que ocorra a variação necessária da FC. Quando é necessário um aumento da FC, o sistema nervoso simpático aumenta sua atividade aliado à diminuição da atividade parassimpática. O inverso ocorre caso seja necessária uma diminuição da FC. Apesar dessa interação constante entre os dois sistemas, durante o repouso o sistema nervoso parassimpático é predominante em relação ao simpático (BERNE E LEVY, 2006).

A regulação da FC durante o exercício físico está intimamente relacionada com sua intensidade e sua duração. Ao iniciar um exercício físico, é observado um aumento da FC resultante, principalmente, da diminuição da estimulação parassimpática. Enquanto isso, o aumento da FC causado pelo incremento de intensidade do exercício é provocado pela ativação do sistema simpático. Isso sugere que o aumento da FC é vago-dependente nos primeiros instantes da atividade física, enquanto o aumento é simpático dependente durante os períodos mais tardios.

A medida de tempo entre dois intervalos R-R consecutivos, a chamada variabilidade da frequência cardíaca (VFC), apresenta uma relação inversa com a FC. Enquanto a FC aumenta de acordo com o aumento de intensidade do exercício, a VFC diminui progressivamente. Esse comportamento sugere que a VFC é dependente, principalmente, da ação vagal (ALONSO et al., 1998).

Do ponto de vista da duração do exercício, é possível observar o chamado *drift* cardíaco. O *drift* cardíaco é um fenômeno associado ao decréscimo de volume sistólico a partir do aumento da FC. Mesmo mantendo-se uma intensidade de exercício constante, são observadas hipertermia e desidratação após um determinado período, causando uma diminuição do volume sanguíneo, redução da pressão arterial e, conseqüentemente, aumento da FC (COYLE E GONZÁLEZ-ALONSO, 2001).

2.2 Caracterização de intensidade do exercício físico

A intensidade do exercício físico pode ser caracterizada pelo conceito de “Metabolic Equivalent of Task” (MET). O MET corresponde à quantidade de oxigênio consumido enquanto em repouso sentado, equivalente a $3,5 \text{ mlO}_2/\text{kg}/\text{min}$. Dessa forma, o custo energético de uma determinada atividade pode ser expresso como um múltiplo de taxa metabólica em repouso (JETTE et al., 1990).

STEVEN et al. (2001) apresentaram uma classificação de intensidade para atividades físicas, na qual diferencia o nível da intensidade do exercício a partir do gasto energético (MET) para diferentes faixas etárias, como mostra a Tabela 2.1.

Tabela 2.1: Intensidade absoluta em adultos saudáveis (idade), em função do gasto energético (MET)

Intensidade	Jovem (20 - 39)	Meia-idade (40 - 64)	Idoso (65 - 79)	Muito idoso (80+)
Muito leve	< 2,4	< 2,0	< 1,6	< 1,0
Leve	2,4 - 4,7	2,0 - 3,9	1,6 - 3,1	1,1 - 1,9
Moderado	4,8 - 7,1	4,0 - 5,9	3,2 - 4,7	2,0 - 2,9
Vigoroso	7,2 - 10,1	6,0 - 8,4	4,8 - 6,7	3,0 - 4,25
Muito vigoroso	$\geq 10,2$	$\geq 8,5$	$\geq 6,8$	$\geq 4,25$

Em tal classificação é possível observar que para uma atividade ser considerada moderada, para uma população jovem (entre 20 e 39 anos), o gasto energético deve estar entre 4,8 e 7,1 METs.

JETTE et al. (1990) estudaram a correlação da velocidade e da inclinação da esteira com o gasto energético durante uma caminhada em esteira ergométrica, como mostra a Tabela 2.2.

Tabela 2.2: Gasto energético em caminhada horizontal ou inclinada (MET)

Inclinação (%)	Velocidade (km/h)					
	2,7	3,2	4,0	4,8	5,4	6,0
0,0	2,3	2,5	2,9	3,3	3,6	3,9
2,5	2,9	3,2	3,8	4,3	4,8	5,2
5,0	3,5	3,9	4,6	5,4	5,9	6,5
7,5	4,1	4,6	5,5	6,4	7,1	7,8
10,0	4,6	5,3	6,3	7,4	8,3	9,1

Os valores da Tabela 2.2 podem ser expressos pela Equação 2.2, onde GE é o gasto energético, V é a velocidade da caminhada horizontal e Inc é a inclinação da caminhada. Assim, uma caminhada com velocidade máxima de 7,0 km/h e inclinação constante de 4,5%, proporciona um gasto energético máximo de aproximadamente 7,0 METs, podendo ser classificada com uma atividade de intensidade moderada.

$$GE = \frac{16,25 \cdot (0,1 + 1,8 \cdot Inc) \cdot V + 3,5}{3,5} \quad (2.2)$$

2.3 Modelagem da frequência cardíaca

A descrição da dinâmica da variação da FC durante atividades físicas é um tópico que ainda apresenta-se como um desafio. O fato de apresentar um comportamento que varia não só de acordo com a carga aplicada, mas também de acordo com o tempo de atividade (*drift* cardíaco), evidencia a necessidade de modelos dinâmicos não-lineares.

BRODAN et al. (1971) foram pioneiros no estudo da modelagem da variação da FC. Seu objetivo era identificar a dinâmica da frequência cardíaca durante a aplicação de cargas de intensidade moderada utilizando cicloergômetro, sob um aspecto neural. O modelo apresentado é composto por uma parcela *feedforward*, representado pela variável de estado x_1 , e uma parcela *feedback*, representado pela variável de estado x_2 , como mostra a Figura 2.4. A variável u_1 representa o incremento de carga aplicado no instante de início do exercício e a variável u_2 representa a carga aplicada ao longo de todo o exercício.

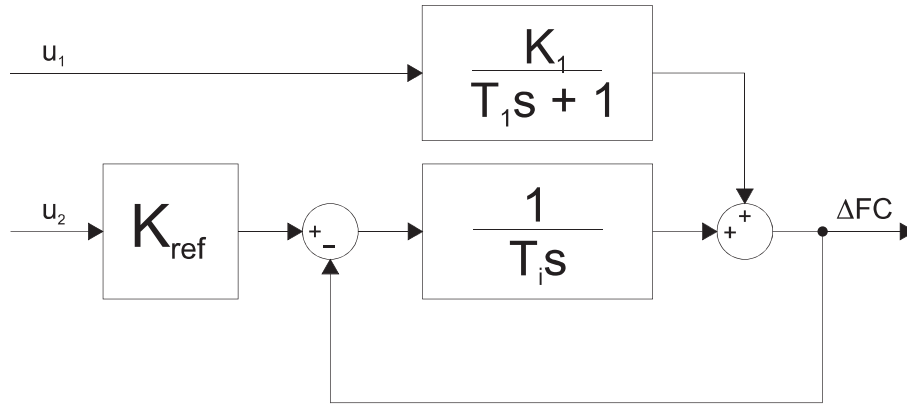


Figura 2.4: Diagrama de blocos - Modelo proposto por BRODAN et al. (1971).

O estado x_1 representa o aumento da FC causado pela retirada vagal. Esse aumento se inicia logo após a aplicação da carga inicial, sendo caracterizado pela mudança de valor de u_1 .

$$u_1 = \begin{cases} 1, & u_2 > 0 \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases}$$

O estado x_2 representa o sistema de controle em malha fechada realizado pelo sistema simpático em resposta ao incremento de carga. Esta parcela proporciona um *setpoint* proporcional ao valor atual de velocidade ($K_{ref}u_2$).

CHENG et al. (2007) propuseram um modelo mais completo, visando descrever a dinâmica da variação de FC durante uma caminhada em esteira ergométrica, não só considerando a influência neural, mas também influências locais. O sistema de equações a seguir e a Figura 2.5 mostram o modelo proposto.

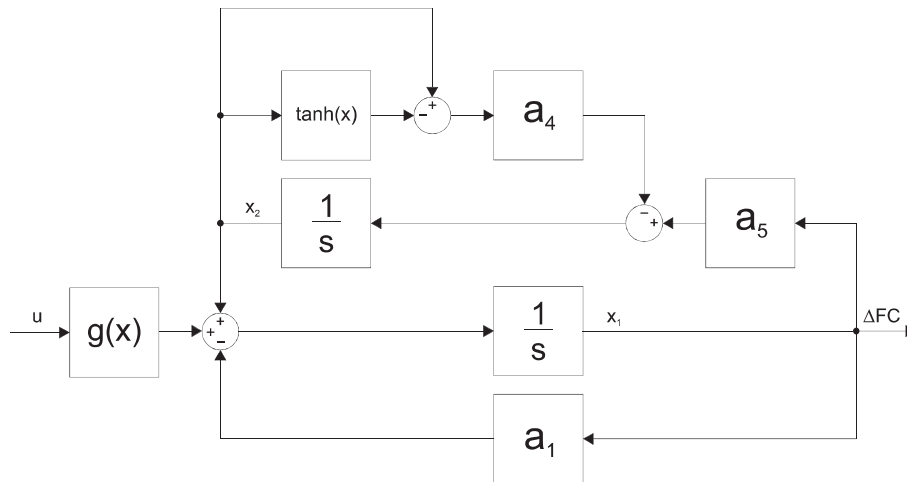


Figura 2.5: Diagrama de blocos - Modelo proposto por Cheng et al. (2007).

$$\dot{x}_1(t) = -a_1x_1(t) + x_2(t) + g(u(t)) \quad (2.3)$$

$$\dot{x}_2(t) = -a_4(x_2(t) - \tanh(x_2(t))) + a_5x_1(t) \quad (2.4)$$

$$y(t) = x_1(t) \quad (2.5)$$

onde:

$$g(u(t)) := \frac{a_2u^2(t)}{1 + \exp(-u(t) + a_3)}, \quad u(t) := \begin{cases} v & \text{p/ } t \leq t_s \\ 0 & \text{p/ } t > t_s \end{cases}$$

sendo t_s o momento em que o sujeito finaliza o exercício e v a velocidade aplicada.

A dinâmica de x_1 representa a parcela neural do sistema, compreendendo tanto a resposta simpática quanto a parassimpática. Já a dinâmica de x_2 representa a contribuição do sistema hormonal, do metabolismo local periférico, do aumento da temperatura corporal e da perda de fluidos corporais, podendo ser representado como distúrbios sobre o sistema autônomo.

Apesar de descrever diversos aspectos fisiológicos na modelagem dos modelos citados, a complexidade resultante dificulta a sua utilização na calibração e validação de sistemas de controle da variação de FC. Visando atender a essa necessidade, estudos mais recentes focaram em modelos mais simples, assumindo perder informações fisiológicas intermediárias.

SU et al. (2010) estudaram a dinâmica da variação de FC durante a aplicação de diversos degraus de velocidade utilizando uma esteira ergométrica. O modelo baseou-se em um sistema de primeira ordem com ganho em regime permanente ($K_p(v(t))$) e constante de tempo ($\tau_p(v(t))$) variáveis em relação a velocidade aplicada, como pode ser visto na Equação 2.6.

$$\dot{FC}(t) = \tau_p(v(t))^{-1}[K_p(v(t))v(t) - FC(t)] \quad (2.6)$$

A Tabela 2.3 apresenta a variação dos valores de K_p e τ_p durante a caminhada, enquanto a Figura 2.6 mostra a relação dos parâmetros com a velocidade final de cada etapa. É possível observar que o parâmetro K_p varia com comportamento exponencial e o inverso do parâmetro τ_p varia com comportamento sigmoidal.

Tabela 2.3: Variação de K_p e τ_p durante caminhada

Velocidade (km/h)		K_p (bpm/km/h)	τ_p (s)
inicial	final		
0,8	2,4	5,79	9,48
2,4	4,0	7,04	10,19
3,2	4,8	6,25	13,66
4,0	5,6	8,00	18,62
4,8	6,4	11,10	38,19
5,6	7,2	20,57	55,97

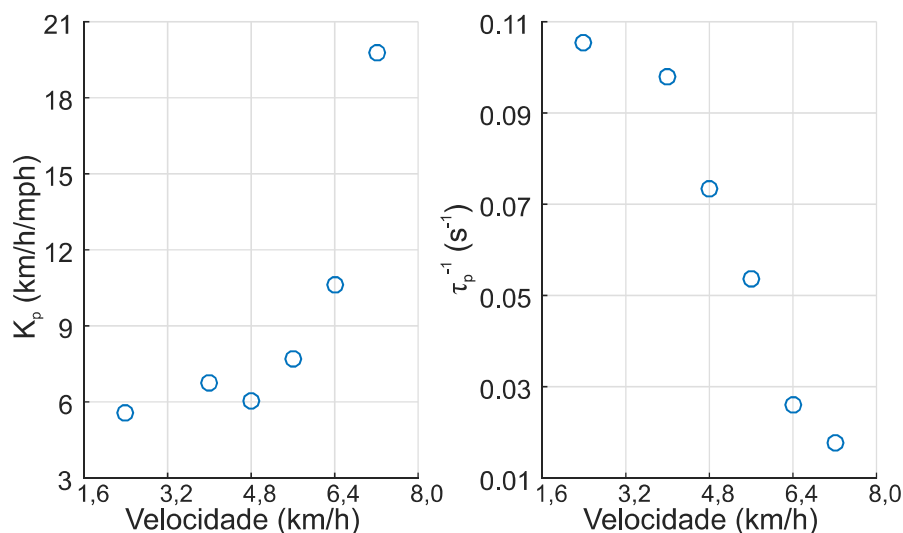


Figura 2.6: Relação de K_p e τ_p com a velocidade do exercício.

HUNT et al. (2015) basearam-se nos estudos de SU et al. (2010), a fim de identificar um modelo de primeira ordem com parâmetros fixos capaz de ser utilizado para sintonizar sistemas de controle. Seu estudo concluiu que, para exercícios moderados ou vigorosos (40-89% da FC máxima), o ganho em regime permanente tem valor $24,2 \pm 8,3$ bpm e a constante de tempo tem valor $57,6 \pm 23,6$ s.

2.4 Sistema de controle

O termo sistema de controle pode ter diversas variações pelo fato de ser um assunto presente em quase todas as áreas de estudo. Sistema de controle para a engenharia representa um conjunto de algoritmos que regem o comportamento de um determinado processo (ASTRÖM E MURRAY, 2010).

A associação entre o sistema de controle e o sistema a ser controlado (planta) pode ser caracterizada como um sistema em malha aberta ou em malha fechada, exemplificados na Figura 2.7. Enquanto em malha fechada é possível observar diferenças entre o valor de saída (y) e o valor desejado (r), possibilitando corrigi-las, em malha aberta não existe um mecanismo para fornecer uma correção.

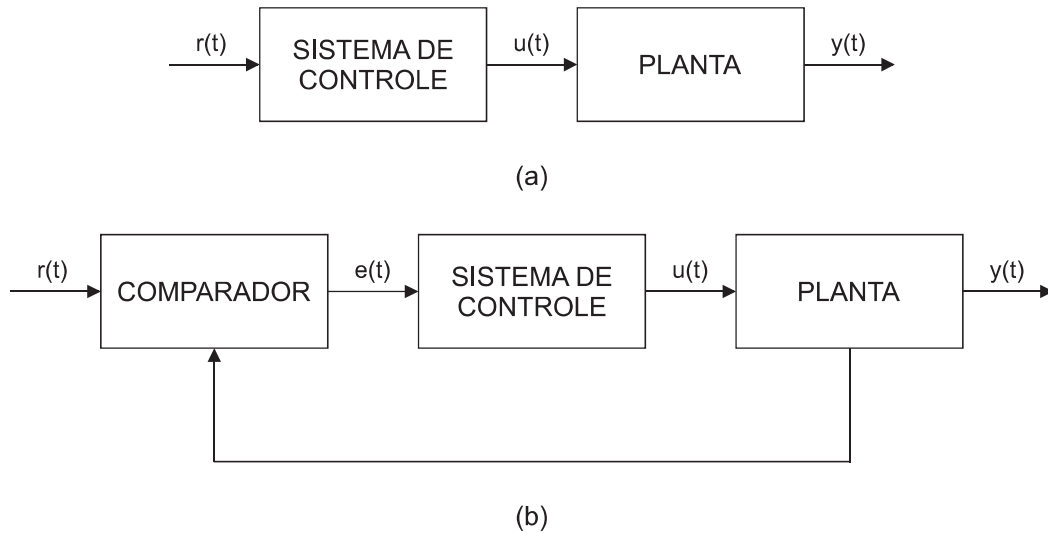


Figura 2.7: Diagrama de blocos - (a) Sistema em malha aberta, (b) Sistema em malha fechada.

Os sistemas em malha fechada podem desempenhar diversas funções. Entre os exemplos mais comuns estão a estabilização de sistemas instáveis, a redução de efeitos de distúrbios, a regulação da saída da planta e o rastreamento de referências (ASTRÖM E MURRAY, 2010). No caso de controlar a FC para que assuma um valor estável de referência, trata-se de um problema de rastreamento.

Tanto a planta quanto o sistema de controle podem apresentar dinâmica linear ou não-linear. Um sistema é dito linear caso obedeça o princípio da superposição, enquanto é dito não-linear em caso contrário (CHEN, 2012).

SU et al. (2007) desenvolveram um controlador de grau relativo nulo, otimizado pelo método H_∞ (SAVKIN E PETERSEN, 1994), associado a um modelo Hammerstein para compensar a não-linearidade da planta. Tal controlador foi comparado com um sistema de controle PID, mostrando que o sistema não-linear proposto apresenta resultados consideravelmente melhores que o controlador clássico PID (menores oscilações de FC e de velocidade em regime).

HUNT E MAURER (2016) realizaram um estudo comparativo entre sistemas de controle lineares e não-lineares para a regulação da variação de FC. Foram projetados três sistemas de controle: um sistema de controle proporcional linear, um sistema de controle proporcional associado a uma parcela não-linear (NL) e um sis-

tema de controle proporcional-integral também associado à parcela NL . A parcela NL corresponde a uma raiz quadrada do sinal de controle, justificada pela presença da influência quadrática da velocidade sobre a FC, relatada por Cheng et al (2007). Como resultado, observou-se que os sistemas de controle não-lineares apresentaram grande oscilação de velocidade em baixas velocidades, enquanto não observou-se diferença entre os três sistemas para maiores velocidades. Isso mostra que os controladores não foram capazes de compensar as oscilações provenientes da ação vagal, que possui presença mais forte em exercícios de baixa intensidade (ALONSO et al., 1998).

Os estudos citados mostram sistemas de controle não-lineares como solução para o problema. Apesar de apresentar resultados melhores que controladores lineares, ambos os sistemas de controle possuem uma topologia com parâmetros fixos, exigindo o conhecimento prévio da dinâmica da planta para serem sintonizados, a qual pode apresentar grandes variações e/ou incertezas.

SU et al. (2007) realizaram um protocolo de identificação de dinâmica com 76 min de duração antes de efetivamente regular a FC. HUNT E HUNT (2016) também realizaram a identificação da dinâmica de FC previamente à regulação de FC, utilizando um protocolo de 25 min. Por outro lado, SCALZI et al. (2012) e HUNT E MAURER (2016) utilizaram modelos de outros estudos para calibrar seus controladores, agilizando o processo de controle em troca de maior incerteza quanto à planta controlada.

Uma abordagem alternativa são os sistemas de controle adaptativo. Diferente de um controlador com parâmetros fixos, um controlador adaptativo utiliza parâmetros variáveis que atualizam em tempo real, a fim de modificar seu comportamento em resposta a dinâmica da planta a ser controlada (DRENICK E SHAHBENDER, 1957).

2.4.1 Sistema Adaptativo por Modelo de Referência

O sistema de controle adaptativo por modelo de referência (MRAC) atualiza seus parâmetros a partir da comparação entre a saída do sistema (y) e a saída de um modelo (y_m) com o comportamento dinâmico desejado. O objetivo da comparação é estabilizar os parâmetros de controle em valores que garantam que o erro (e) entre y e y_m convirja para zero ao longo do tempo (IOANNOU E SUN, 1996). O diagrama de bloco do sistema pode ser visto na Figura 2.8.

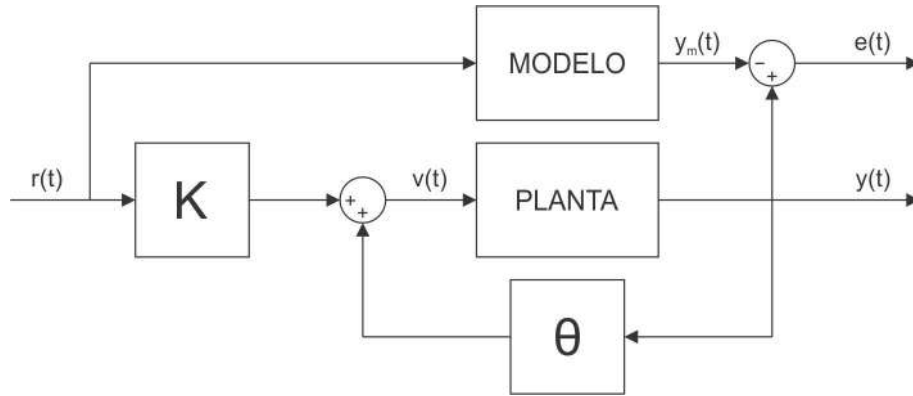


Figura 2.8: Diagrama de blocos - MRAC.

Assumindo uma planta com dinâmica linear de primeira ordem, com parâmetros a_p e b_p desconhecidos e/ou incertos (Equação 2.7), deseja-se que o sistema em malha fechada apresente o comportamento de um modelo com dinâmica linear de primeira ordem, com parâmetros a_m e b_m (Equação 2.8).

$$\dot{y}(t) = a_p y(t) + b_p v(t) \quad (2.7)$$

$$\dot{y}_m(t) = a_m y_m(t) + b_m r(t) \quad (2.8)$$

Apesar de não ser necessário conhecer os valores dos parâmetros da planta, ao definir o modelo de referência, é necessário que a_m seja negativo (modelo deve ser estável).

A variável de controle $v(t)$ é descrita pela Equação 2.9, com parâmetros $K(t)$ e $\theta(t)$ variáveis. Tanto $K(t)$ quanto $\theta(t)$ são chamados de parâmetros adaptativos, cujos valores são atualizados durante o processo.

$$v(t) = k(t)r(t) + \theta(t)y(t) \quad (2.9)$$

Método direto de Lyapunov

O método direto de Lyapunov estuda a estabilidade assintótica de um sistema, com ponto de equilíbrio em 0, através de sua energia. Caso um sistema possua uma energia limitada inferiormente em 0 e que estritamente decresça ao longo do tempo, é possível garantir que a trajetória desse sistema converge para seu ponto de equilíbrio.

O método consiste em definir uma função escalar contínua (\mathcal{V}), positiva definida, chamada de função candidata. Para ser considerada positiva definida, uma função $f(t, x)$ deve respeitar os seguintes critérios:

- $f(t, 0) = 0$
- f deve crescer estritamente no intervalo $[0, R]$ onde $R > 0$

Definida a função candidata, é necessário analisar sua derivada ($\dot{\mathcal{V}}$). Caso a derivada da função candidata seja estritamente positiva ($\dot{\mathcal{V}} > 0$), o sistema é dito globalmente estável e converge para o ponto de equilíbrio.

Em casos em quem o sistema é variante no tempo (caso do variação da FC) e não é possível encontrar uma função candidata com derivada estritamente positiva, é possível utilizar o Lema de Barbalat para analisar a estabilidade do ponto de equilíbrio.

O Lema de Barbalat define que dada uma função candidata \mathcal{V} escalar contínua e positiva definida, caso sua derivada seja positiva ($\dot{\mathcal{V}} \neq 0$) e sua segunda derivada ($\ddot{\mathcal{V}}$) seja finita, o sistema é dito globalmente estável e converge para o ponto de equilíbrio.

Análise de estabilidade

Deseja-se analisar a estabilidade do ponto de equilíbrio do erro de rastreamento ($e(t) = 0$) apresentado na Equação 2.10.

$$e(t) = y(t) - y_m(t) \quad (2.10)$$

$$\dot{e}(t) = a_p y(t) + b_p v(t) - a_m y_m(t) - b_m r(t) \quad (2.11)$$

Substituindo a Equação 2.9 na Equação 2.11:

$$\dot{e}(t) = a_m e(t) + [b_p \theta^* + a_p - a_m] y(t) + [b_p K^* - b_m] r(t) \quad (2.12)$$

Dessa forma, $e(t) = 0$ é um ponto de equilíbrio com $K = K^*$ e $\theta = \theta^*$, definidos pelas Equações 2.13 e 2.14:

$$K^* = \frac{b_m}{b_p} \quad (2.13)$$

$$\theta^* = \frac{a_m - a_p}{b_p} \quad (2.14)$$

A regra de adaptação dos parâmetros θ e K é definida nas Equações 2.15 e 2.16, onde α e β são estritamente positivos.

$$\dot{\theta}(t) = -\text{sgn}(b_p)\alpha e(t)y(t) \quad (2.15)$$

$$\dot{K}(t) = -\text{sgn}(b_p)\beta e(t)r(t) \quad (2.16)$$

Utilizando a função candidata apresentada na Equação 2.17, calcula-se a sua derivada.

$$\mathcal{V}(e, \theta, K) = \frac{e(t)^2}{2} + |b_p| \frac{(\theta(t) - \theta^*)^2}{2\alpha} + |b_p| \frac{(K(t) - K^*)^2}{2\beta} \quad (2.17)$$

$$\dot{\mathcal{V}} = e(t)\dot{e}(t) + b_p \frac{(\theta(t) - \theta^*)\dot{\theta}(t)}{\alpha} + b_p \frac{(K(t) - K^*)\dot{K}(t)}{\beta} \quad (2.18)$$

$$\dot{\mathcal{V}} = a_m e(t)^2 \quad \begin{cases} \dot{\mathcal{V}} = 0 \text{ p/ } e(t) = 0 \\ \dot{\mathcal{V}} < 0 \text{ p/ } e(t) \neq 0 \end{cases}$$

$$\ddot{\mathcal{V}} = 2a_m e[a_m e(t) + [b_p \theta^* + a_p - a_m]y(t) + [b_p K^* - b_m]r(t)] \quad (2.19)$$

Assim, como a derivada da função candidata é positiva e sua segunda derivada é finita, pelo Lema de Barbat o sistema é dito globalmente estável e converge para o ponto de equilíbrio $e(t) = 0$

Capítulo 3

Materiais e métodos

3.1 Sujeitos

Participaram do estudo 33 jovens do sexo masculino, seguindo as seguintes orientações pré-teste: não praticar atividade física extenuante por 48 horas; não ingerir bebidas alcoólicas ou cafeinadas por 24 horas; realiza a última refeição até 2 horas antes.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) foi entregue a todos os voluntários antes do início dos testes, conforme determinado pela resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde do Brasil. Após a leitura deste documento e o esclarecimento das dúvidas, o TCLE foi assinado por todos e o protocolo experimental pôde ser iniciado. O atual estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, da Universidade Federal do Rio de Janeiro (parecer “76967417.7.0000.5257”).

3.2 Critérios de inclusão e exclusão

Como critérios de inclusão, foi estabelecido que os voluntários deveriam ser do sexo masculino, saudáveis e com idade entre 18 e 35 anos. Foram excluídos do estudo tabagistas; pessoas com histórico de doenças pulmonares ou cardiovasculares; usuários de medicamentos anti-hipertensivos, bloqueadores autonômicos, ansiolíticos ou qualquer outro medicamento que interfira na resposta dos sistemas cardiovascular, pulmonar ou autônomo; pessoas com deficiência ortopédica total ou parcial em membros inferiores que impossibilitem a caminhada na esteira. Também foram excluídos os sujeitos com altura menor do que 1,65 m, com vistas a assegurar que todos os voluntários conseguiriam executar todo o protocolo sem a necessidade de correr.

3.3 Protocolo experimental

O protocolo experimental foi realizado em um único dia, iniciando-se com a leitura e assinatura do TCLE pelos voluntários. Após esta etapa, os voluntários responderam a uma anamnese com o objetivo de verificar se estavam aptos a participar da pesquisa, de acordo com os critérios de inclusão e exclusão.

O teste com velocidade controlada apresenta três etapas. Inicialmente, os voluntários permaneceram imóveis por 1 min, em cima da esteira. Em seguida, o sistema de controle foi acionado com degraus de referência de 100 e 110 bpm, com duração de 5 min cada. Por fim, os voluntários permaneceram imóveis por mais 3 min, em cima da esteira. A Figura 3.1 ilustra o valor de referência em cada etapa do teste.

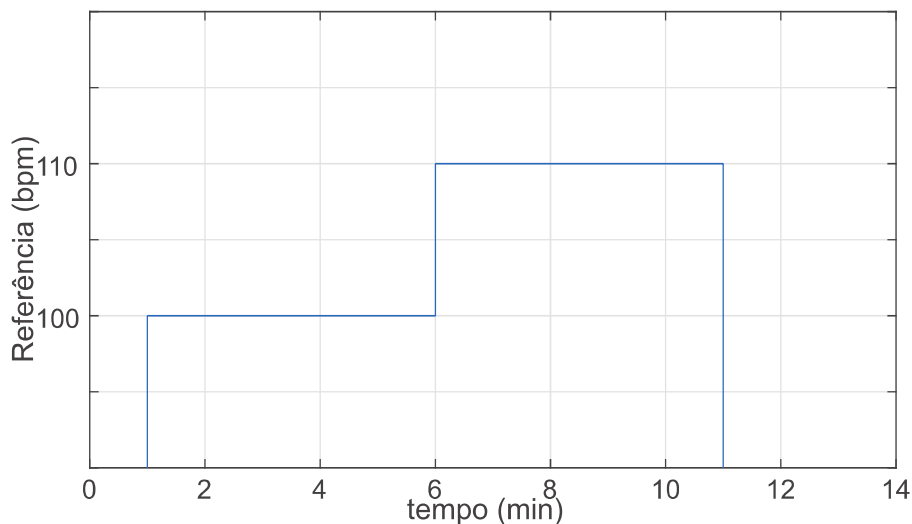


Figura 3.1: Valores de referência em cada etapa do protocolo experimental.

Durante todo teste, a inclinação da esteira ergométrica foi fixada em 4,5% e sua velocidade foi limitada em 7,0 km/h. Os voluntários foram instruídos a não correr ou trotar, apenas caminhar, além de não falar durante o teste, salvo em casos emergenciais.

3.4 Esteira ergométrica

Os testes foram realizados utilizando a esteira ergométrica Centurion 300 (Micromed Biotecnologia, Brasil). O modelo apresenta interface de comunicação USB nativa, capaz de controlar velocidade e inclinação da esteira ergométrica com período de amostragem máximo de 0,5 s. O protocolo de comunicação serial apresenta uma taxa de transferência de 9600 bits/s, pacote de dados de 8 bits e um bit de parada.

Sua velocidade possui faixa de operação de 0 a 18 km/h, com passos de 0,1 km/h, enquanto sua inclinação possui faixa de operação de 0 a 26%, com passos de 0,5%.

3.5 Aquisição de sinais

O arranjo instrumental para realizar a aquisição de sinais de FC e de velocidade (V) pode ser visto na Figura 3.2.

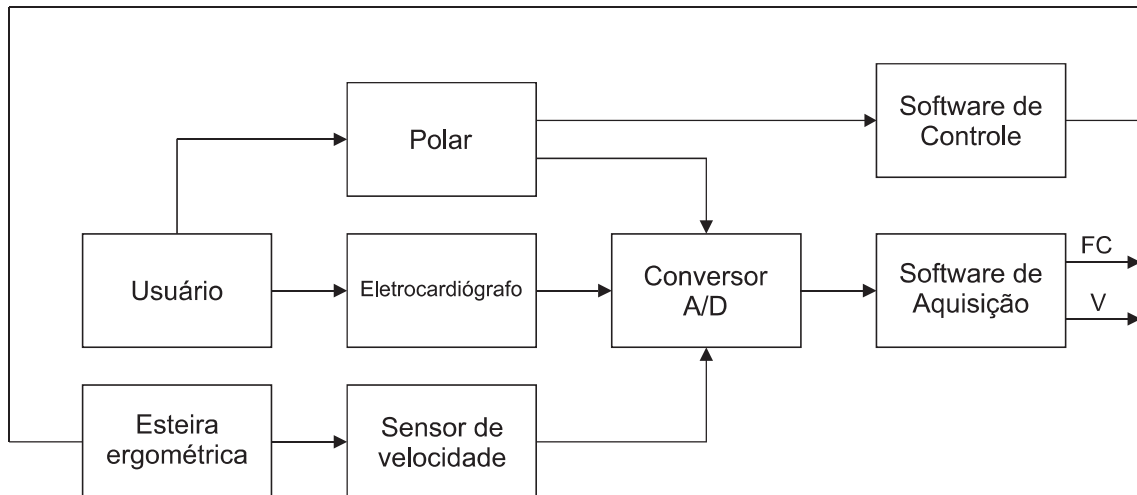


Figura 3.2: Diagrama do arranjo instrumental.

A aquisição dos sinais de frequência cardíaca e de velocidade foi realizada pelo conversor analógico/digital NI-USB6009 (National Instruments, EUA), com uma taxa de amostragem de 1000 Hz. O conversor possui resolução de entrada de 13 bits (single-ended) e faixa de operação de ± 10 V.

Os dados adquiridos foram monitorados e armazenados pelo programa Data Acquisition System (DAS) (PINO et al., 2004), desenvolvido no software LabView (National Instruments, EUA).

3.5.1 Frequência cardíaca

A aquisição da frequência cardíaca foi realizada utilizando um eletrocardiógrafo TC50 (Ecafix, Brasil) e uma placa Polar R “Heart Rate Monitor Interface” (HRMI) (Sparkfun Electronics, EUA) associada a uma cinta de transmissão T31 (Polar, Finlândia).

A cinta de transmissão foi fixada no tórax do voluntário, utilizando gel condutor para realizar a interface da cinta com a pele. No caso do eletrocardiógrafo, foram utilizados eletrodos condutores fixados na pele dos voluntários.

Previamente à fixação dos eletrodos nos voluntários, foi realizada a limpeza da pele por fricção utilizando gaze. Em casos que houve necessidade, também foi realizada a tricotomia utilizando barbeador descartável. Foram posicionados cinco eletrodos de superfície no tórax dos voluntários, de acordo com o Consenso Nacional de Ergometria (MASTROCOLLA et al., 1995), como pode ser visto na Figura 3.3.

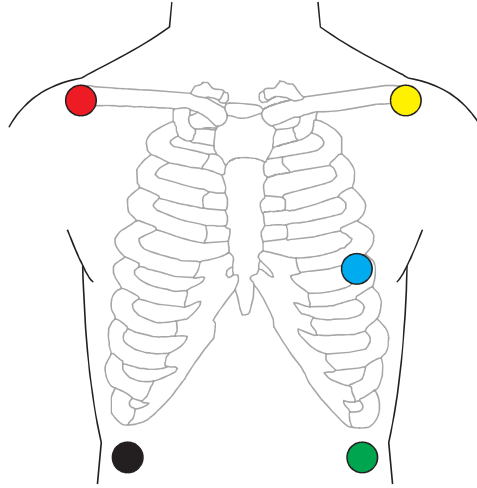


Figura 3.3: ECG - Posicionamento dos eletrodos.

A utilização dos cinco eletrodos proporcionou a aquisição dos sinais de ECG por sete derivações distintas, permitindo escolher para cada voluntário a derivação com melhor visualização do sinal.

3.5.2 Velocidade

A aquisição da velocidade da esteira ergométrica foi realizada a partir de um gerador de corrente contínua M110R (Motron, Brasil), com faixa de operação de 0 a 12V. Um pneu de 6 cm de raio foi fixado no eixo do gerador, realizando o acoplamento com a lona da esteira ergométrica, como mostra a Figura 3.4.

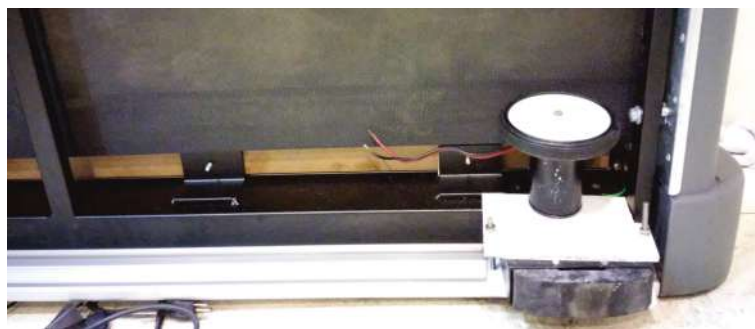


Figura 3.4: Fixação do gerador e do pneu sob a esteira ergométrica.

A tensão proveniente do gerador foi filtrada por um filtro passa-baixas RC, com frequência de corte de 20 Hz ($R = 800 \Omega$ e $C = 10 \mu F$), com o intuito de atenuar ruídos de alta frequência. Tal escolha de frequência de corte garante uma atenuação de aproximadamente 70% do ruído da rede elétrica (60 Hz), por exemplo.

A fim garantir o acoplamento de impedâncias entre a saída do circuito e a entrada do conversor analógico/digital, foi adicionado à saída do circuito um amplificador operacional em configuração *buffer*, com alimentação simétrica de $\pm 5V$, como pode ser visto na Figura 3.5.

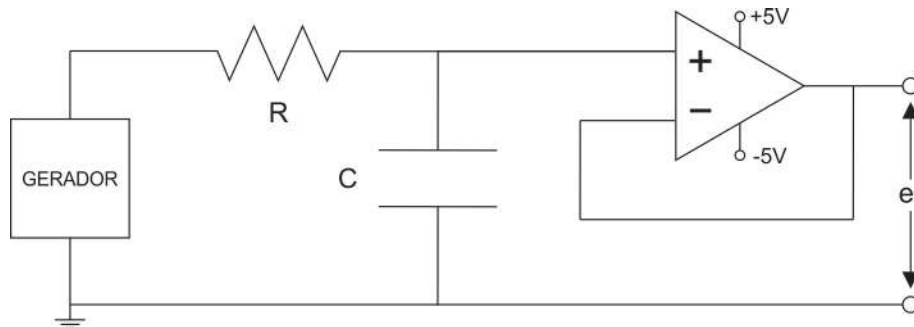


Figura 3.5: Circuito do sensor de velocidade.

A calibração estática do sensor foi realizada utilizando-se o protocolo experimental descrito na Tabela 3.1. Cada ensaio teve duração de 30 s, sendo armazenado o valor da saída do sensor (e_v), em V.

Tabela 3.1: Ensaio de calibração do sensor de velocidade

Ensaio	Velocidade Nominal (km/h)
1	0
2	1,5
3	2,0
4	3,0
5	4,0
6	5,0
7	6,0
8	7,0

Os valores de e_v foram associados aos valores de velocidade nominal (v_n), e uma curva de calibração, descrita pela Equação 3.1, foi ajustada para relacionar os valores de e_v com os valores de velocidade medidos (v).

$$v(e_v) = \alpha_v e_v + \beta_v \quad (3.1)$$

O parâmetro α_v corresponde à sensibilidade estática do sensor e o parâmetro β_v , ao *offset*. Idealmente, espera-se que o sensor tenha *offset* nulo.

3.6 Modelo dinâmico da velocidade da esteira

A velocidade da esteira ergométrica apresenta uma dinâmica em relação ao sinal de controle. Foi realizado um ensaio para analisar tal dinâmica, com duração de 180 s. A Figura 3.6 apresenta o protocolo executado.

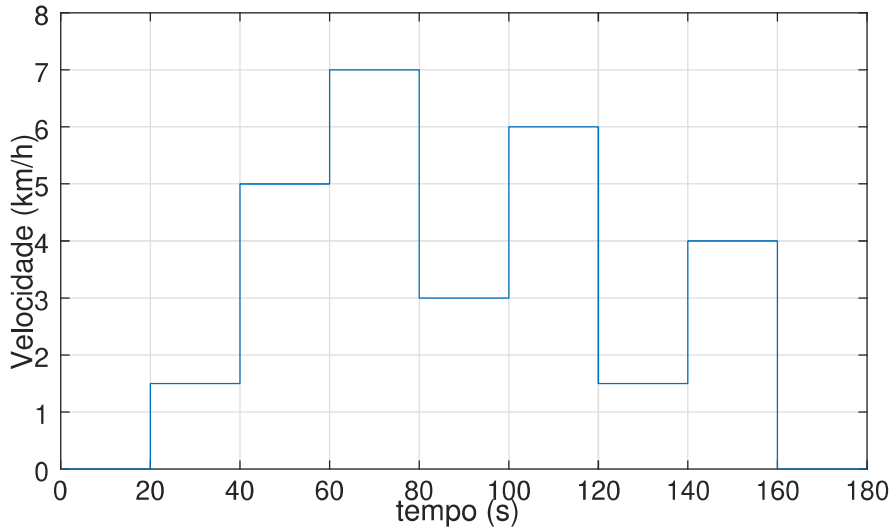


Figura 3.6: Protocolo de identificação da dinâmica da velocidade.

3.7 Variação dos parâmetros da dinâmica da FC

A análise gráfica da Figura 2.6 mostrou que a variação dos parâmetros do modelo dinâmico de FC, τ_p^{-1} e (K_p) , em relação à velocidade de caminhada possui comportamentos sigmoidal e exponencial, respectivamente. As equações 3.2 e 3.3 representam tais comportamentos.

$$\tau_p^{-1} = \tau_0 + \frac{\tau_1}{1 + e^{\tau_2(v-\tau_3)}} \quad (3.2)$$

$$K_p(v) = K_0 + K_1 e^{K_2 v} \quad (3.3)$$

Os parâmetros foram ajustados pelo método dos mínimos quadrados não-linear através do algoritmo Levenberg-Marquardt, utilizando o aplicativo “cftool” do software MATLAB 6.5 (Mathworks, EUA), com critério de parada de 10^{-6} tanto para

a variação de entrada quanto a variação de saída do modelo. Para realizar o ajuste dos parâmetros foram utilizados os dados da Tabela 2.3.

3.8 Parâmetros do sistema de controle

O modelo de referência utilizado apresenta um ganho em regime K_m unitário e constante de tempo τ_m de 60 s, a fim de obter um tempo de acomodação de aproximadamente 180 s (tolerância de 5 bpm).

Os parâmetros α e β foram definidos através de simulação do sistema em malha fechada, realizada no ambiente de desenvolvimento Simulink do software MATLAB 6.5 (Mathworks, EUA). Como critério de escolha, adotou-se uma amplitude máxima de oscilação da velocidade de 0,1 km/h.

3.8.1 Simulação

A Figura 3.7 mostra o diagrama de blocos referente ao modelo 2.2, representando a dinâmica da variação de FC.

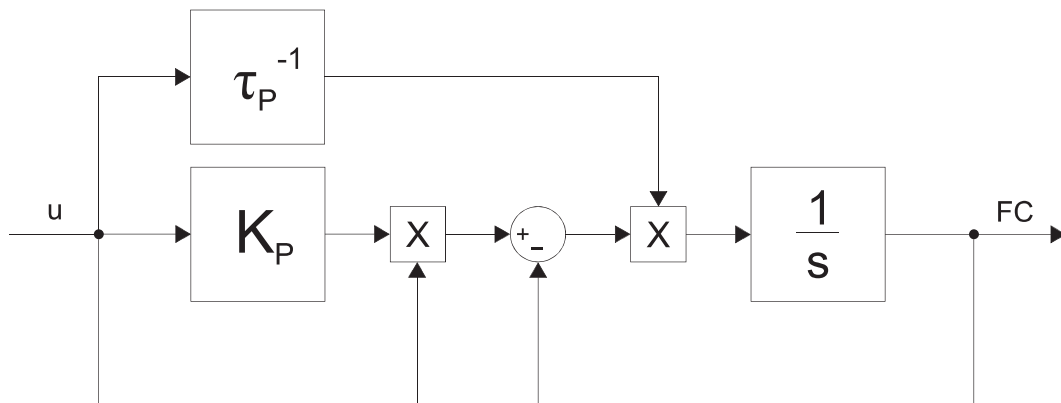


Figura 3.7: Diagrama de blocos - modelo 2.2.

A Figura 3.8 mostra o diagrama de blocos do inverso da constante de tempo do modelo 2.2. Os valores τ_0 , τ_1 , τ_2 e τ_3 correspondem aos valores obtidos na regressão linear da Seção 3.7.

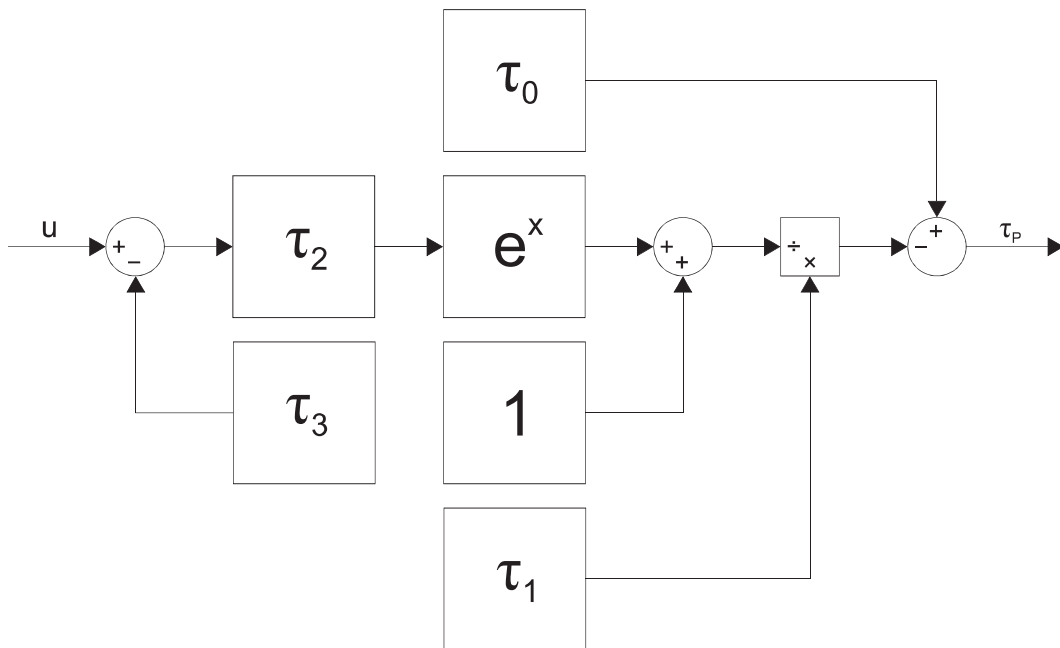


Figura 3.8: Diagrama de blocos - inverso da constante de tempo.

A Figura 3.9 mostra o diagrama de blocos do ganho em regime permanente do modelo 2.2. Os valores K_0 , K_1 , K_2 correspondem aos valores obtidos na regressão linear da Seção 3.7.

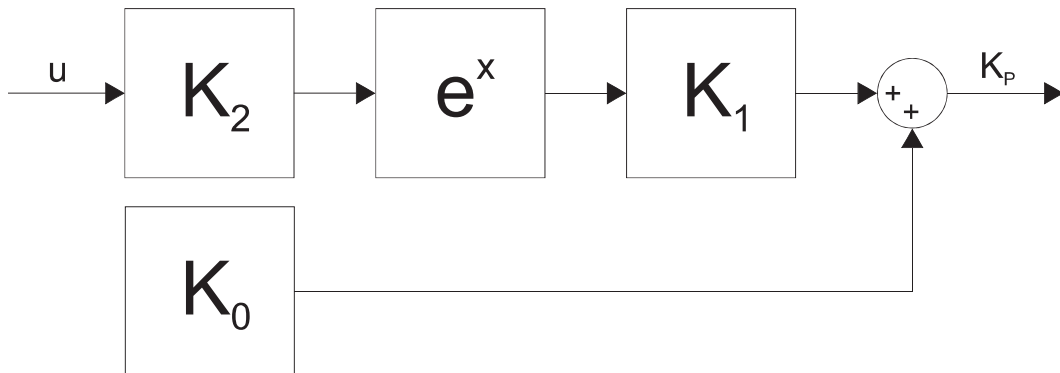


Figura 3.9: Diagrama de blocos - ganho em regime permanente.

O diagrama de blocos do sistema completo em malha fechada pode ser observado na Figura 3.10. O bloco “Modelo” representa o modelo de referência definido na seção 3.8. O bloco “Esteira” representa a dinâmica da velocidade da esteira ergométrica, enquanto o bloco “Saturação” representa a limitação da velocidade da esteira entre 0 e 7 km/h.

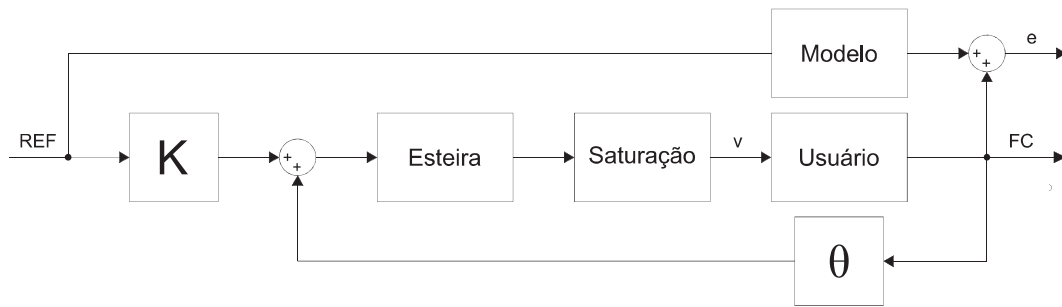


Figura 3.10: Diagrama de blocos - sistema em malha fechada.

A Figura 3.11 apresenta o diagrama de blocos da lei de adaptação do parâmetro θ .

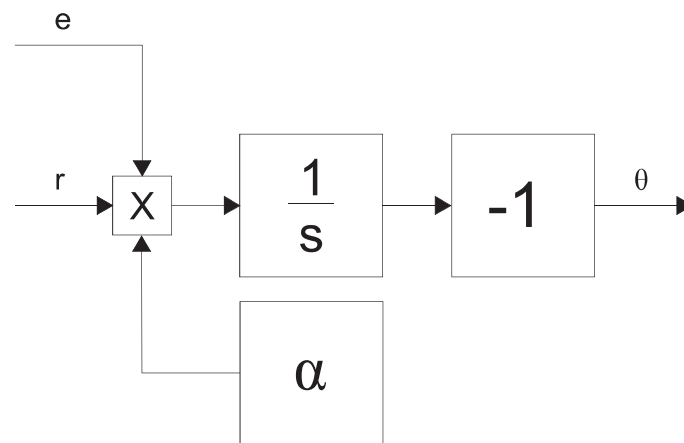


Figura 3.11: Diagrama de blocos - θ

A Figura 3.12 apresenta o diagrama de blocos da lei de adaptação do parâmetro K .

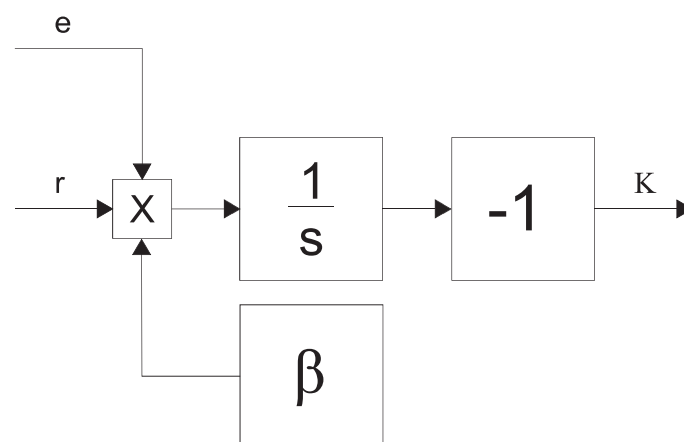


Figura 3.12: Diagrama de blocos - K

3.9 Software de controle e aquisição da FC

O software de controle e aquisição da FC foi desenvolvido em Python, com sua interface gráfica utilizando a biblioteca Qt. A Figura 3.13 mostra a interface gráfica do software.

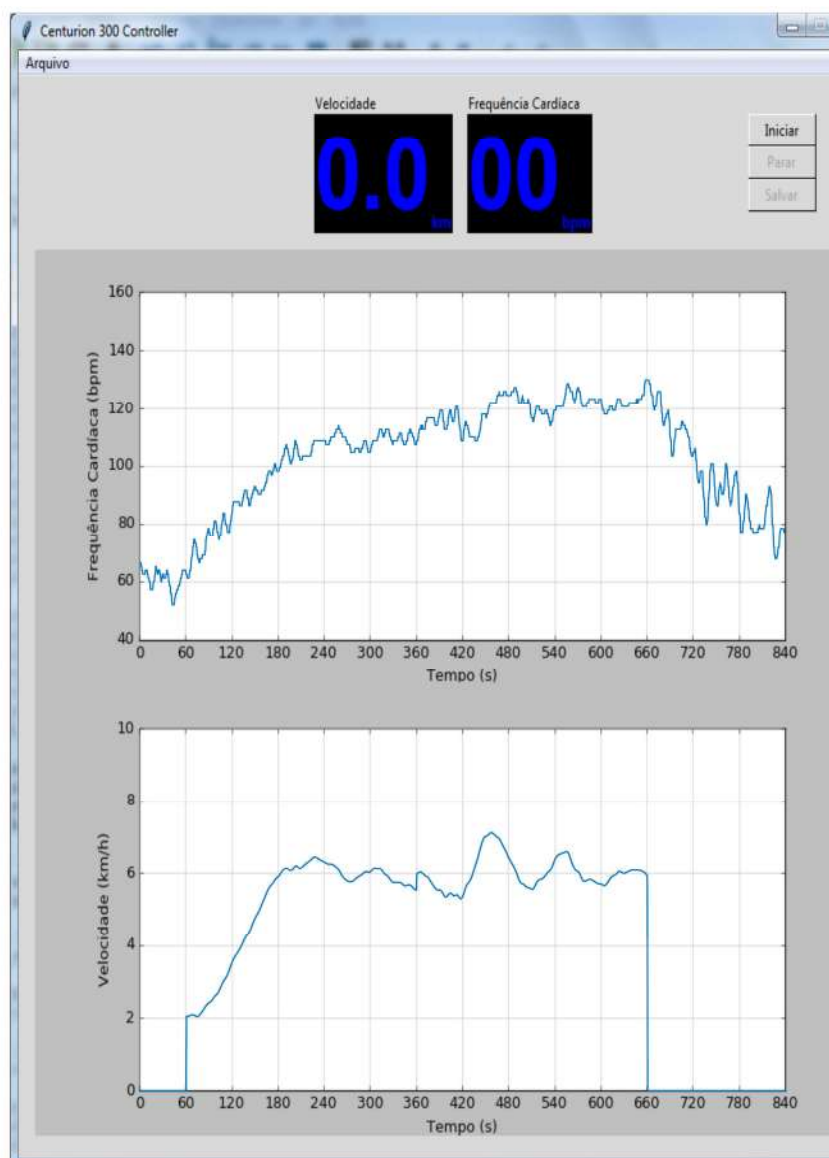


Figura 3.13: Interface gráfica do sistema de controle.

Os gráficos de FC e velocidade são atualizados em tempo real, com uma taxa de amostragem de 2 Hz, a qual corresponde à taxa de amostragem da comunicação serial da esteira ergométrica. Paralelamente, os valores em azul representam os valores instantâneos de ambas, na mesma taxa de amostragem.

O sistema apresenta três funções principais: função de aquisição, lei de controle e função de armazenamento.

3.9.1 Função de aquisição

A função de aquisição utiliza a conexão serial da placa HRMI para obter os valores instantâneos da FC. A conexão serial foi configurada para a porta “COM7”, taxa de transferência de 9600 bits/s, pacote de dados de 8 bits e um bit de parada.

A FC é adquirida com uma taxa de amostragem de 2 Hz e exibida na interface gráfica para o acompanhamento do operador. A aquisição é iniciada com a execução do software, a fim de identificar falhas antes de iniciar os testes.

Os valores de FC são armazenados na variável temporária “HRtemp”, associada ao seu instante de aquisição, armazenado na variável temporária “tHRtemp”. Os valores são armazenados em variáveis definitivas apenas na função de controle.

3.9.2 Lei de controle

A função de controle realiza a atualização de suas variáveis, com uma taxa de 2 Hz, de acordo com a técnica MRAC associada a uma média móvel dos cinco últimos valores de FC. Para tanto, o usuário deve fornecer previamente os seguintes parâmetros:

- tRest1: duração de repouso inicial.
- tRest2: duração de repouso final.
- tStep: duração de cada referência de FC.
- REF: array com os valores de cada referência de FC.
- Km: ganho do modelo de referência.
- Taum: constante de tempo do modelo de referência.
- Alfa (α): taxa de atualização do parâmetro θ .
- Beta (β): taxa de atualização do parâmetro K .

3.9.3 Função de armazenamento

A função de armazenamento foi desenvolvida integrada com o software de controle. Durante a execução do teste, a função salva os dados obtidos a cada iteração, evitando uma perda total dos dados caso ocorra algum problema durante o processo.

O arquivo de armazenamento é do tipo “txt”, nomeado automaticamente seguindo a seguinte regra: “YYMMDDNN”, onde YY é o ano, MM é o mês, DD é o dia e NN é o número do teste.

São encontradas as seguintes informações no arquivo de armazenamento:

- Date: Data do teste.
- Time: Horário de início do teste.
- Params: a_m , b_m , α e β .
- HRmean: FC basal média.

Em seguida, o arquivo apresenta seis colunas com os dados do teste, organizados em: HR(FC adquirida), Speed(sinal de velocidade enviado), Time1 (instante do envio do sinal de velocidade), Time2 (instante da aquisição de FC), K e Theta.

3.10 Análise dos resultados

A análise dos resultados foi realizada no software MATLAB 6.5 (Mathworks, EUA), na qual cada período de degrau de referência foi analisado separadamente.

O desempenho do rastreamento realizado pelo sistema de controle foi avaliado utilizando o “Root Mean Square Error” (RMSE) entre os os valores medidos de FC (y) e os valores do modelo desejado (y_m), durante todo o período do degrau de referência (Equação 4.4).

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y(i) - y_m(i))^2}{n}} \quad (3.4)$$

onde n é o número de amostras obtidas durante o período especificado.

O desempenho em regime permanente do sistema de controle foi avaliado utilizando a média (μ) e o desvio padrão (dp) do erro entre y e y_m , durante os últimos 2 min do período do degrau de referência (Equações 4.5 e 4.6, respectivamente).

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_m(i) - y(i)) \quad (3.5)$$

$$dp = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_m(i) - y(i) - \mu)^2} \quad (3.6)$$

onde n é o número de amostras obtidas durante o período especificado.

A normalidade das distribuições de RMSE, μ e dp de cada etapa foi avaliada pelo teste Kolmogorov-Smirnov. Como a normalidade foi confirmada para todas as distribuições, foi utilizado o teste t pareado para testar a hipótese de igualdade entre as distribuições.

Capítulo 4

Resultados

4.1 Calibração do sensor de velocidade

Os resultados dos ensaios de calibração do sensor de velocidade podem ser vistos na Figura 4.1, onde os valores em vermelho representam a velocidade em função das médias dos valores medidos (desvio padrão de $0,02 V$) e a curva em azul representa a curva de calibração. A curva de calibração apresentou sensibilidade estática de $3,64 km/h/V$ e *offset* nulo.

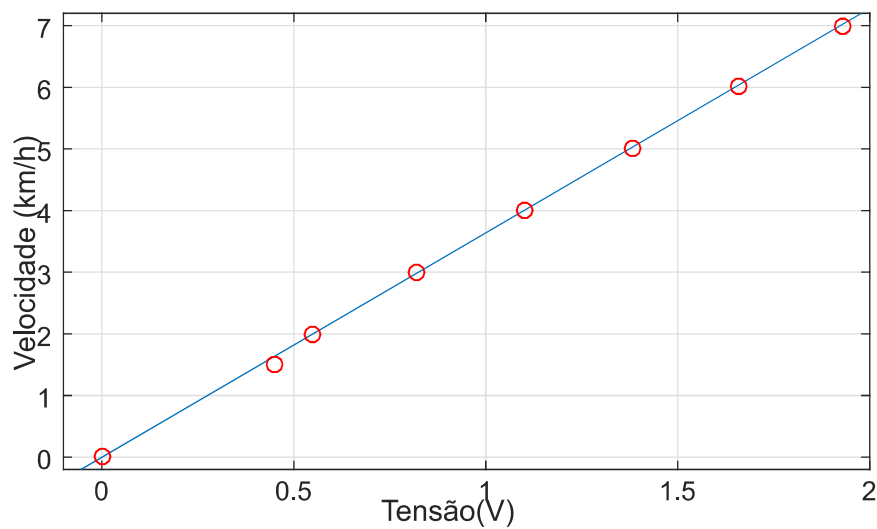


Figura 4.1: Resultado dos ensaios de calibração do sensor de velocidade.

4.2 Modelo dinâmico da velocidade da esteira

O ensaio para identificação do modelo dinâmico da velocidade da esteira ergométrica pode ser visto na Figura 4.2. A esteira apresentou um modelo dinâmico não-linear denominado “rate limiter” em resposta ao sinal de controle enviado, com taxa de variação de $0,625 \text{ km/h/s}$.

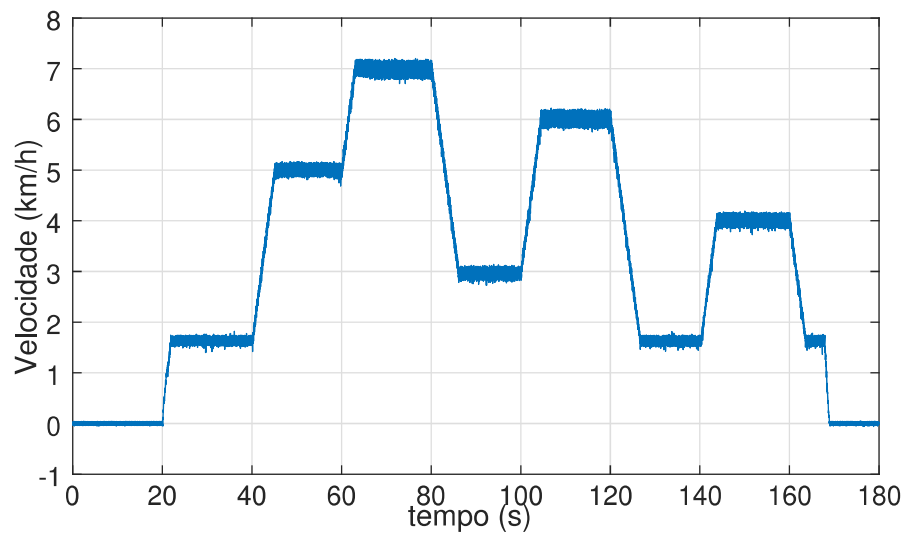


Figura 4.2: Resultado do ensaio do modelo dinâmico da velocidade da esteira ergométrica.

4.3 Variação dos parâmetros da dinâmica da FC

Os ajustes dos parâmetros τ_p^{-1} e K_p resultaram nas Equações 4.1 e 4.2.

$$K_p(v) = 9,787 + 0,002e^{2,115v} \quad (4.1)$$

$$\tau_p^{-1}(v) = 0,107 - \frac{0,095}{1 + e^{-2,402(v-3,296)}} \quad (4.2)$$

As Figuras 4.3 e 4.4 representam graficamente os resultados dos ajustes. Os valores em vermelho representam os valores obtidos por SU et al. (2010), enquanto a curva em azul representa a equação ajustada.

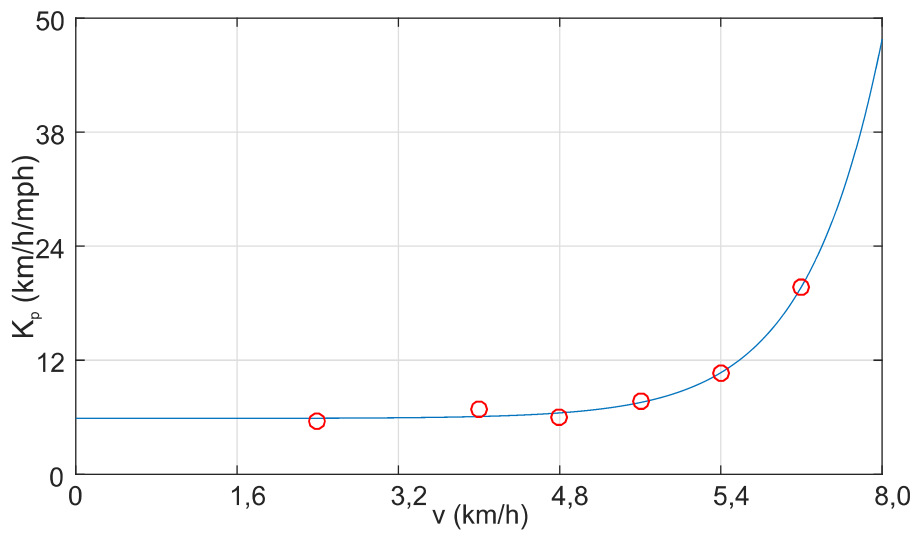


Figura 4.3: Variação de K_p em relação a velocidade.

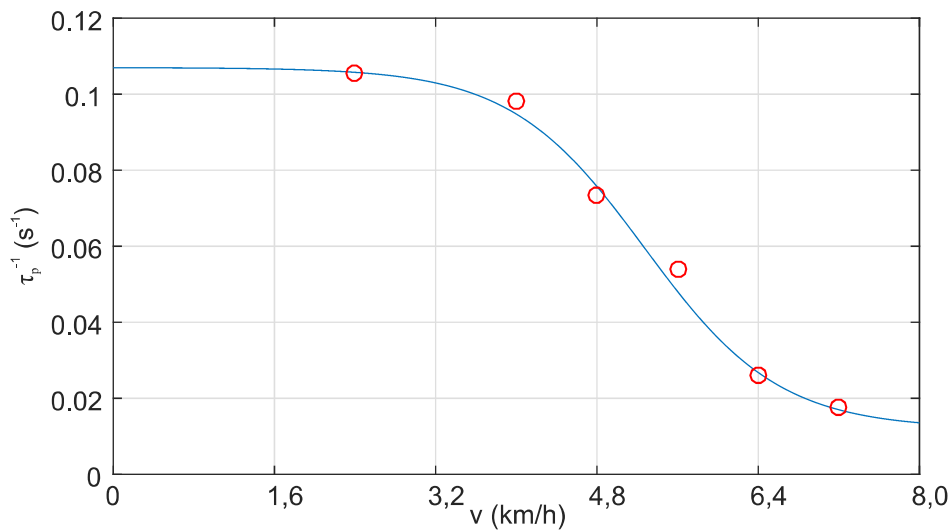


Figura 4.4: Variação de τ_p^{-1} em relação a velocidade.

4.4 Parâmetros do sistema de controle

As simulações para determinação das taxas de adaptação do sistema MRAC variaram α e β entre 10^{-8} e 1. As Figuras 4.5 e 4.6 mostram os resultados para os casos de $\alpha = \beta = 10^{-3}$ (azul) e de $\alpha = \beta = 10^{-4}$ (vermelho).

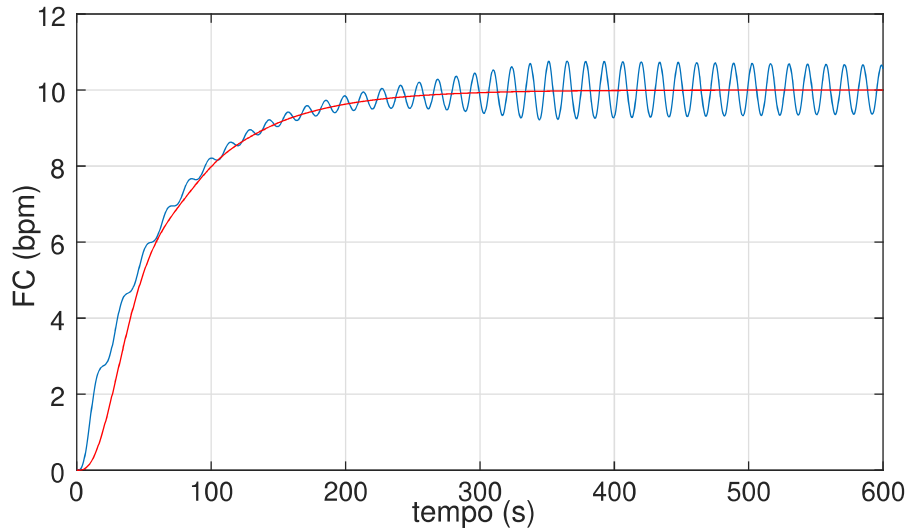


Figura 4.5: Simulação - FC.

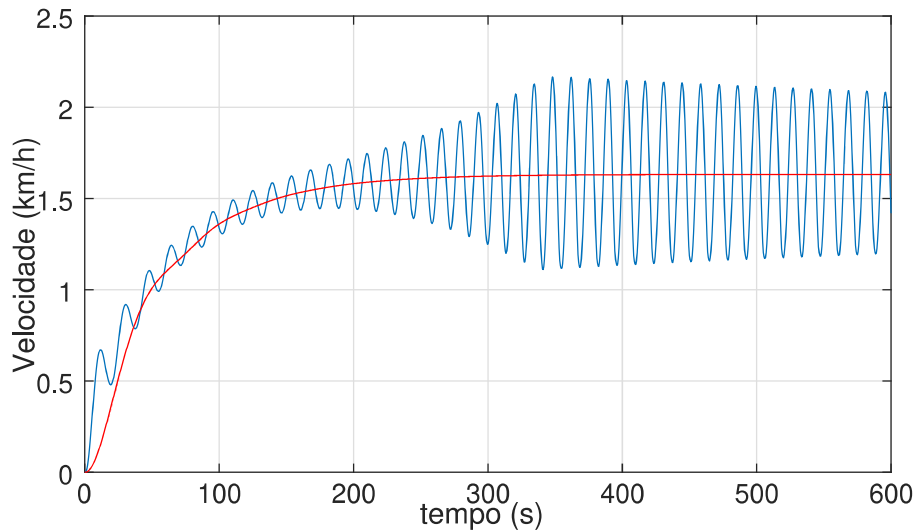


Figura 4.6: Simulação - velocidade.

Ambos os casos apresentaram erro de regime nulo. Porém, o caso de $\alpha = \beta = 10^{-3}$ apresentou uma amplitude de oscilação de velocidade de, aproximadamente, 0,5 km/h, enquanto o caso de $\alpha = \beta = 10^{-4}$ apresentou uma amplitude de oscilação

de, aproximadamente, 10^{-2} km/h. Com isso, foi escolhido o valor de $\alpha = \beta = 10^{-4}$ para a realização dos testes com voluntários.

4.5 Testes com voluntários

Os teste foram realizados com 33 voluntários, com três destes voluntários excluídos. Um voluntário foi excluído por ser fumante e dois foram excluídos por apresentarem uma FC de repouso maior que as FC alvo do sistema de controle na Etapa 2 (120 bpm).

A Figuras 4.7, 4.8 e 4.9 apresentam os resultados obtido do teste do voluntário 16, representando um teste intermediário. A Figura 5.7 mostra a FC e a velocidade durante o teste, onde as curvas em azul representam os valores medidos, enquanto as curvas em vermelho representam o modelo de referência (FC) e o sinal enviado (velocidade).

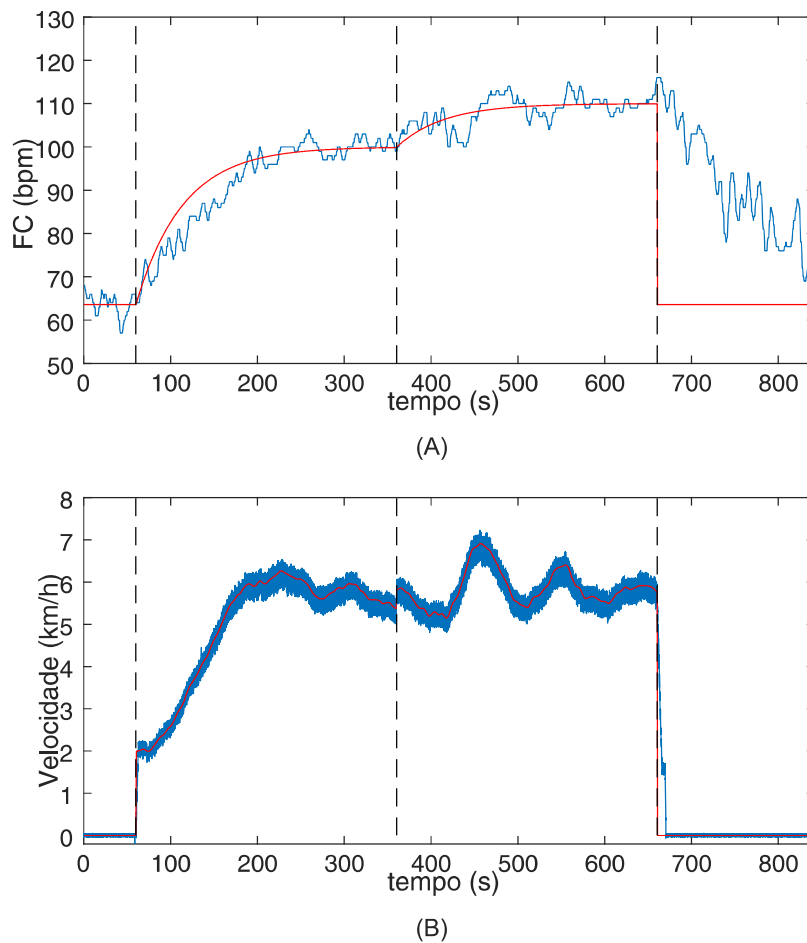


Figura 4.7: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 16 durante o teste.

A Figura 4.8 mostra o erro obtido entre a FC medida e o modelo de referência durante o teste.

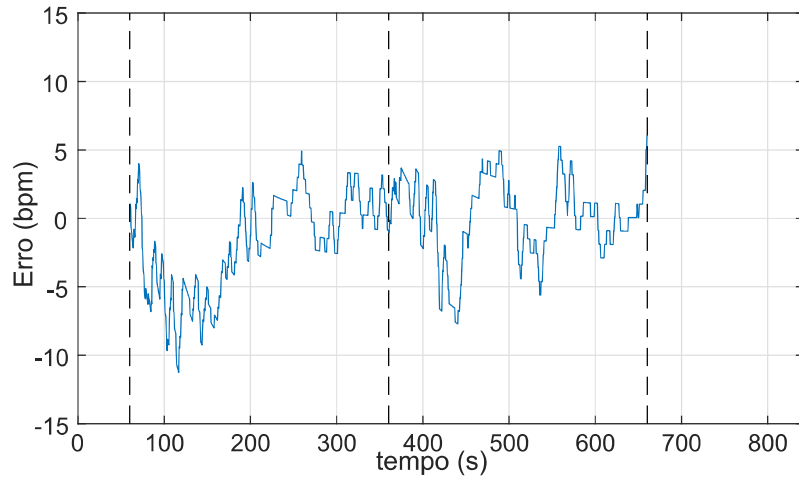
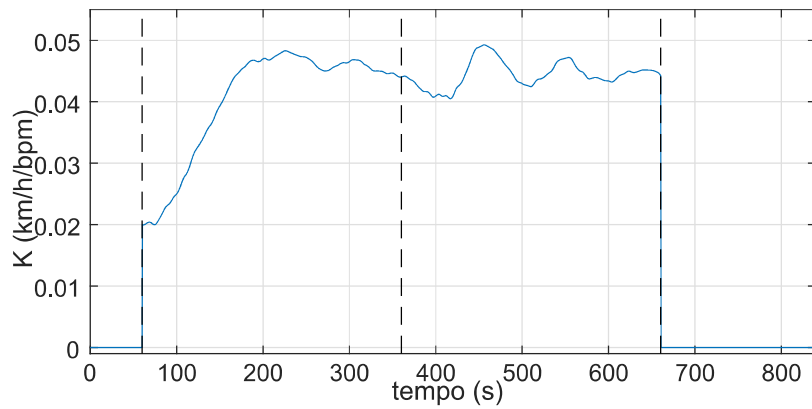
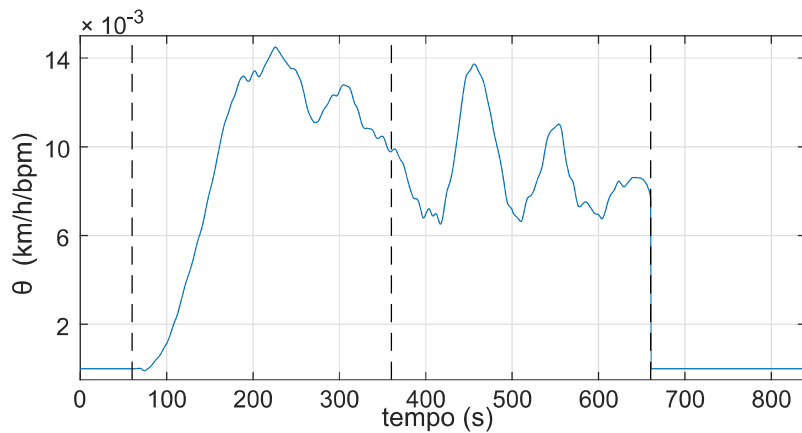


Figura 4.8: Erro entre a FC medida e o modelo de referência do voluntário 16 durante o teste.

A Figura 4.9 apresenta o comportamento dos parâmetros θ e K durante o teste.



(A)



(B)

Figura 4.9: Comportamento do parâmetro K (A) e do parâmetro θ (B) do voluntário 16 durante o teste.

A Tabela 4.1 apresenta os valores de RMSE, μ e dp para cada etapa dos testes com voluntários.

Tabela 4.1: Valores RMSE, μ e dp de cada etapa, em bpm.

Voluntário	Etapa 1			Etapa 2		
	RMSE	μ	dp	RMSE	μ	dp
01	4,52	-3,15	3,11	4,92	0,44	3,50
02	5,54	-1,61	3,86	3,29	0,35	3,84
04	4,31	0,82	3,22	2,81	-0,70	2,00
05	4,96	-2,01	3,34	3,97	-0,68	4,18
06	4,59	-0,54	3,71	2,97	-0,22	3,06
07	5,00	-1,42	4,56	3,43	-0,05	3,61
09	5,30	-1,24	3,94	2,48	0,41	1,58
10	5,95	-0,14	2,54	2,30	-0,31	2,10
11	5,40	-2,60	3,81	3,13	-0,29	2,77
12	4,55	-1,38	2,93	4,28	-0,82	2,81
13	5,37	-2,97	3,42	3,53	0,36	3,24
15	5,67	0,38	4,78	3,06	0,14	2,26
16	3,96	0,71	1,79	2,80	0,43	1,90
17	5,13	-4,80	3,78	2,53	0,04	2,90
19	4,26	-0,64	2,54	3,20	0,32	1,99
20	3,71	-0,23	1,91	2,85	-0,20	2,45
21	5,75	-4,21	4,39	4,73	-1,39	3,09
23	5,00	0,07	2,41	3,06	0,48	2,05
24	5,38	-6,14	3,56	4,88	-0,35	2,64
25	6,55	-1,41	3,78	5,28	0,42	3,14
26	4,35	-1,23	3,69	4,44	-1,77	3,50
28	8,13	-2,29	5,75	4,27	1,32	4,31
30	5,22	-0,05	2,44	2,34	0,83	2,41
32	3,37	-0,56	2,46	3,43	1,01	2,97
34	8,13	5,65	2,80	3,76	-3,76	2,87
35	6,57	-3,99	3,94	3,85	-0,79	2,55
36	4,07	-1,85	2,82	4,51	-1,97	2,82
37	5,53	0,45	4,25	4,41	-1,36	5,28
39	4,20	-2,88	2,47	3,61	0,69	2,05
40	5,24	-0,96	2,03	2,63	-0,24	2,86

4.5.1 Desempenho de rastreamento

A Figura 4.10 apresenta o gráfico box-plot das distribuições de RMSE das etapas 1 e 2, a fim de avaliar graficamente sua diferença. O teste Kolmogorov-Smirnov caracterizou ambas as distribuições como normais, e o teste t-student indicou diferença significativa entre elas, com valor p de $5,44 \cdot 10^{-7}$.

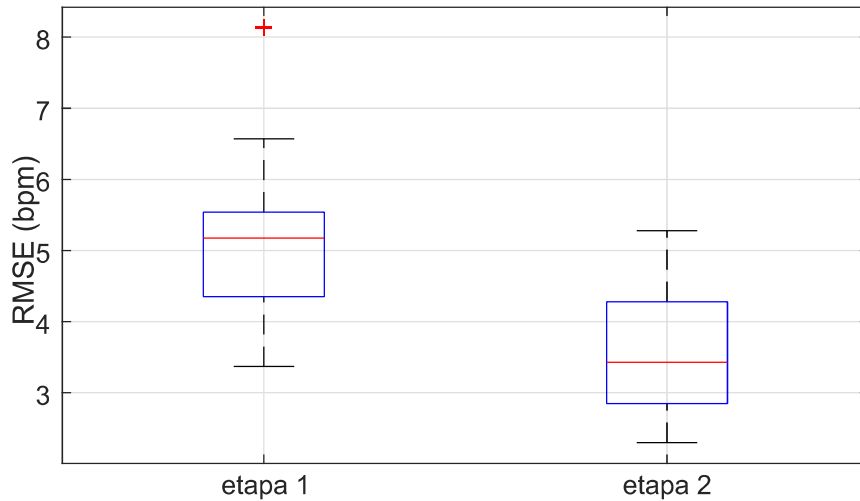


Figura 4.10: Box-plot dos valores de RMSE.

A Figura 4.11 mostra a diferença entre o valor de RMSE da etapa 1 e o valor de RMSE da etapa 2 (ΔRMSE), para cada voluntário. Valores positivos (azul) representam RMSE na etapa 1 maior que RMSE na etapa 2, enquanto os valores negativos (vermelho) representam o oposto.

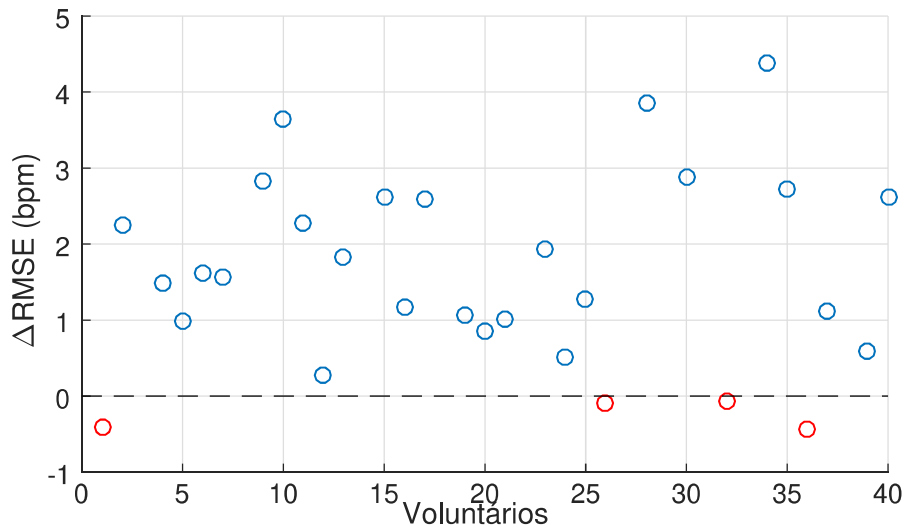


Figura 4.11: Comparação entre os valores de RMSE das etapas 1 e 2.

4.5.2 Desempenho do regime permanente

A Figura 4.12 apresenta o gráfico box-plot das distribuições de μ das etapas 1 e 2, a fim de avaliar graficamente sua diferença. O teste Kolmogorov-Smirnov caracterizou ambas as distribuições como normais, e o teste t-student indicou diferença significativa entre elas, com valor p de $3,52 \cdot 10^{-2}$.

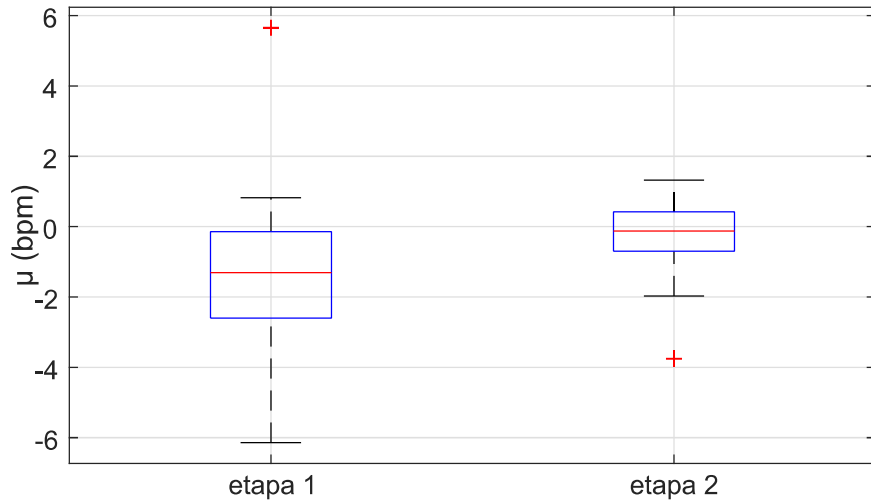


Figura 4.12: Box-plot dos valores de μ .

A Figura 4.13 mostra a relação entre o módulo dos valores de μ da etapa 1 e a FC de repouso de cada voluntário.

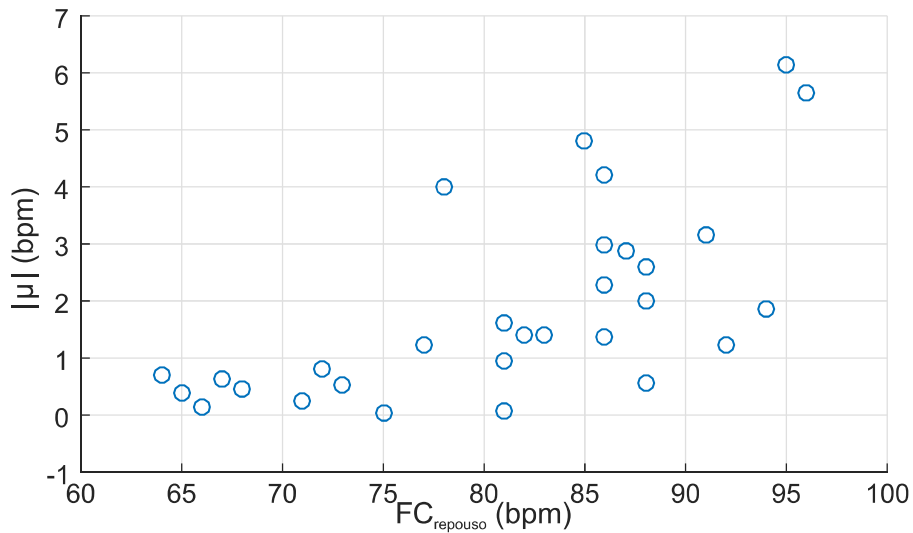


Figura 4.13: Variação do módulo de μ em relação a FC de repouso.

A Figura 4.14 apresenta o gráfico box-plot das distribuições de dp das etapas 1 e 2, a fim de avaliar graficamente sua diferença. O teste Kolmogorov-Smirnov caracterizou ambas as distribuições como normais, e o teste t-student indicou diferença significativa entre elas, com valor p de $9,51 \cdot 10^{-3}$.

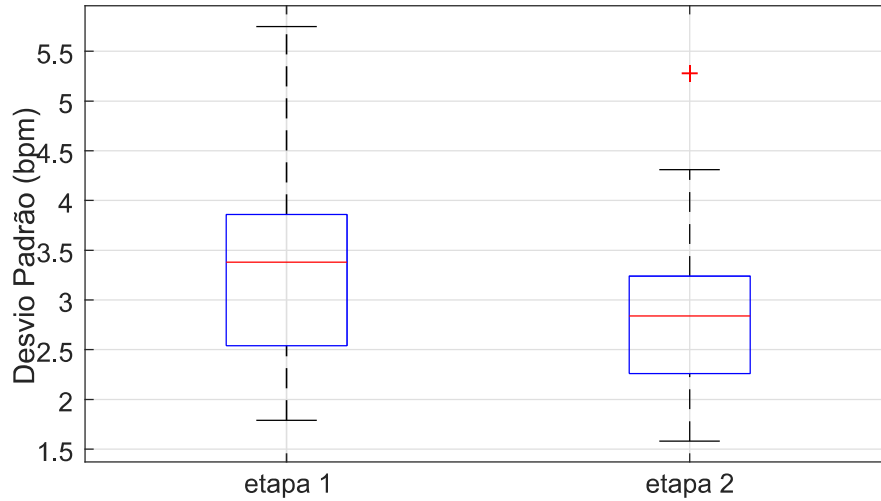


Figura 4.14: Box-plot dos valores de dp.

Capítulo 5

Discussão

O presente estudo teve como objetivo desenvolver e analisar um sistema de controle adaptativo da variação de FC. Para tanto, foi escolhido o sistema MRAC, capaz de atualizar seus parâmetros em tempo real, a fim de obter uma dinâmica em malha fechada com o mesmo comportamento de um modelo desejado.

Uma grande preocupação do projeto é sua aplicabilidade clínica. O público alvo para a identificação de micro-alternância da onda T, por exemplo, são idosos e/ou cardiopatas, necessitando especificações adequadas para garantir sua segurança e seu conforto. A escolha de um modelo de referência com constante de tempo de 60 s procura proporcionar uma evolução suave da velocidade durante o transiente. Outro ponto importante foi a escolha das taxas de adaptação α e β , com o objetivo de evitar a ocorrência de “overshoot” e/ou oscilações de grande amplitude, visto que os testes são realizados em patamares de FC seguros e sobressaltos muito elevados de FC podem trazer riscos à saúde dos usuários.

A comparação com resultados de outros artigos sobre controle da variação de FC apresenta limitação, visto que HUNT E HUNT (2016) e HUNT E MAURER (2016) utilizaram valores de referência superiores aos utilizados neste estudo (entre 140 e 160 bpm). A realização dos testes em patamares superiores de FC causaria uma redução da variabilidade da FC, podendo proporcionar um melhor desempenho do sistema de controle (ALONSO et al., 1998).

Por outro lado, SU et al. (2005) utilizaram o mesmo valor de referência da etapa 3 deste estudo (110 bpm). Porém, o estudo de 2005 analisou seus resultados apenas de forma gráfica, sem a utilização de figuras de mérito.

Uma vantagem do sistema MRAC em relação aos outros sistemas citados é não necessitar do conhecimento prévio dos parâmetros da planta para ser calibrado. Além de agilizar o processo de controle, visto que não é necessário realizar a identificação da planta previamente, o sistema possui estabilidade garantida mesmo em casos de flutuações do ganho e constante de tempo da planta, que podem ocorrer pela variação de FC ou pela duração do exercício (*drift* cardíaco).

A garantia de estabilidade assintótica global do sistema de controle MRAC clássico atuando sobre a variação de FC só foi possível pela utilização de um modelo de primeira ordem para identificar sua dinâmica. Tal simplificação faz com que alguns aspectos da variação de FC sejam desprezados, como a influência do sistema hormonal, metabólico, temperatura e perda de fluidos. Dessa forma, o sistema de controle apresentado por HSU (1990), o qual é um sistema MRAC para ordens superiores (VS-MRAC), permite considerar modelos mais sofisticados da variação de FC, aumentando sua eficácia.

Uma das principais limitações do estudo é a homogeneidade dos voluntários. Todos os voluntários eram saudáveis e estavam na mesma faixa etária, entre 18 e 35 anos, garantindo assim uma maior segurança para a realização dos testes. Porém, isso limita a avaliação do sistema de controle para uma população mais heterogênea, visto que idosos e cardiopatas, por exemplos, podem apresentar um comportamento da variação de FC em relação ao exercício completamente diferente.

5.1 Desempenho do rastreamento

A análise do rastreamento realizado pelo sistema de controle evidenciou uma melhora expressiva de desempenho na etapa 2 em relação à etapa 1. A análise estatística mostrou que tal diferença é significativa, aliada ao fato de, aproximadamente, 86% dos valores de RMSE da etapa 1 serem maiores que os valores da etapa 2, analisando usuário a usuário.

Apesar das diferenças entre as etapas, ambos os casos foram capazes de rastrear a referência de forma eficaz. Os piores desempenhos de rastreamento na etapa 1 (voluntários 25, 28, 34 e 35), apresentaram valores de FC maiores do que os valores do modelo de referência durante o transiente, mesmo sendo aplicada a velocidade mínima da esteira (1,5 km/h), impossibilitando a atuação do sistema de controle.

Todos os voluntários apresentaram um valor máximo de FC inferior a 110 bpm na etapa 1 e 120 bpm na etapa 2, exceto o voluntário 34 (FC máxima de 118 na etapa 1).

A etapa 2 apresentou RMSE de $3,43 \pm 0,84$ bpm, enquanto HUNT E MAURER (2016) $2,30 \pm 0,76$ bpm e HUNT E HUNT (2016) $1,99 \pm 0,32$ bpm.

5.2 Desempenho do regime permanente

O desempenho do regime permanente também apresenta melhora na etapa 2 em relação à etapa 1. Tanto o erro médio quanto o desvio padrão em regime permanente da etapa 2 foram inferiores aos valores da etapa 1, tendo a análise estatística mostrado que há diferença significativa entre as distribuições.

A Figura 5.11 mostra uma tendência de aumento, na etapa 1, do módulo do erro em regime de acordo com o aumento da FC de repouso. Além da tendência, é possível observar que os dois voluntários com piores valores de módulo do erro (voluntários 24 e 34) também apresentaram os maiores valores de FC de repouso. No caso do voluntário 34, os valores de FC foram maiores que o valor de referência (100 bpm) durante toda a etapa, mesmo sendo aplicada a velocidade mínima da esteira (1,5 km/h), impossibilitando a atuação do sistema de controle. Em todos os outros casos era possível controlar a variação de FC, pelo menos durante o regime permanente.

Uma hipótese para a tendência de aumento do módulo do erro médio é a redução da derivada do parâmetro K , a qual é proporcional a diferença entre o valor de referência e a FC de repouso. Tal redução da derivada proporcionaria uma adaptação mais lenta do parâmetro, reduzindo a sensibilidade do sistema de controle a oscilações, e conseqüentemente aumentando o erro médio.

Uma possível alternativa para melhorar o desempenho do regime permanente é adotar diferentes taxas de adaptação β para diferentes patamares de FC de repouso. Aumentar os valores de β para valores mais elevados de FC de repouso poderia compensar a redução da derivada do parâmetro K , melhorando a sensibilidade do sistema de controle.

Capítulo 6

Conclusão

O sistema de controle adaptativo por modelo de referência é capaz de controlar a variação de FC durante uma caminhada moderada em esteira ergométrica de forma eficaz. Os testes realizados não apresentaram “overshoot” ou oscilações de grande amplitude, garantindo assim segurança para os usuários tanto do ponto de vista de quedas quanto riscos à saúde devido a grandes sobressaltos de FC. Tal comportamento seguro durante os testes possibilita que o mesmo possa ser utilizado em testes com grupos de indivíduos mais delicados, como idosos e cardiopatas.

A análise do desempenho de rastreamento aponta para uma possível melhora nos resultados de acordo com o aumento da FC alvo, visto que 86% dos valores de RMSE da primeira etapa dos testes (com FC alvo inferior) foram maiores que os valores de RMSE da segunda etapa. Tal melhora pode ter influência na redução da variabilidade da FC proporcionada por patamares mais elevados de FC. Mesmo nos piores casos, as oscilações de FC durante todo o teste não ultrapassaram 10% da FC alvo, evidenciando a robustez do sistema de controle.

A análise do desempenho em regime permanente indica melhores resultados para FC de repouso mais baixas. Visto que a derivada do parâmetro K do sistema MRAC é proporcional a diferença entre a FC alvo e a FC de repouso, valores mais elevados de FC de repouso reduzem a taxa de adaptação do sistema. Uma possível proposta para melhorar o desempenho em regime permanente é a utilização de um parâmetro de adaptação β variável de acordo com o patamar de FC de repouso do usuário.

Por fim, é relevante apontar que futuramente, poderia ser utilizado um sistema de controle adaptativo focado em atuar em sistemas de ordem mais elevada, como é o caso do VS-MRAC (HSU, 1990), visto que o MRAC clássico só tem estabilidade assintótica global garantida para sistemas de primeira ordem. Assim, em trabalhos futuros, seria possível utilizar modelos de variação de FC mais sofisticados, considerando efeitos fisiológicos desprezados pelos sistemas mais simplificados.

Referências Bibliográficas

- ACHARYA, U. R., JOSEPH, K. P., KANNATHAL, N., et al. “Heart rate variability: a review”, *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 44, n. 12, pp. 1031–1051, 2006.
- ALONSO, D. D. O., FORJAZ, C. L. D. M., REZENDE, L. O., et al. “Comportamento da frequência cardíaca e da sua variabilidade durante as diferentes fases do exercício físico progressivo máximo”, *Arquivo Brasileiro de Cardiologia*, v. 71, n. 6, pp. 787–92, 1998.
- ASTRÖM, K. J., MURRAY, R. M. *Feedback Systems: An Introduction for Scientists and Engineers*. New Jersey, Princeton University Press, 2010.
- AUBERT, A. E., SEPS, B., BECKERS, F. “Heart rate variability in athletes”, *Sports Medicine*, v. 33, n. 12, pp. 889–919, 2003.
- BRODAN, V., HAJEK, M., KUHN, E. “An analog model of pulse rate during physical load and recovery.” *Physiologia Bohemoslovaca*, v. 20, n. 2, pp. 189–198, 1971.
- CAREY, D. G. “Quantifying differences in the “fat burning” zone and the aerobic zone: implications for training”, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 23, n. 7, pp. 2090–2095, 2009.
- CHENG, T. M., SAVKIN, A. V., CELLER, B. G., et al. “A nonlinear dynamic model for heart rate response to treadmill walking exercise”. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 2988–2991. IEEE, 2007.
- COUTO, P. G., RODRIGUES, A. P., FERREIRA JÚNIOR, A. J., et al. “Pontos de transição da frequência cardíaca em teste progressivo máximo”, *Motriz, Rio Claro*, v. 19, n. 2, pp. 261–268, 2013.
- COYLE, E., GONZALEZ-ALONSO, J. “Cardiovascular drift during prolonged exercise: new perspectives”, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 29, n. 2, pp. 88–92, 2001.

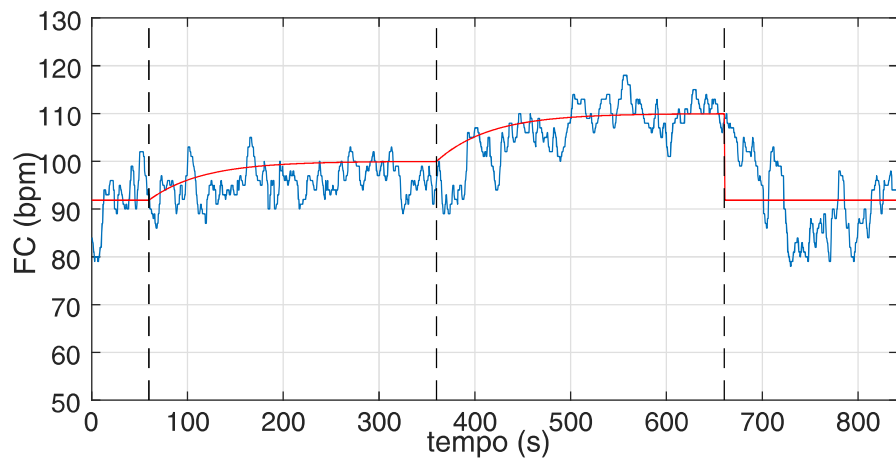
- DE ALMEIDA, M. B. “Frequência cardíaca e exercício: uma interpretação baseada em evidências”, *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, v. 9, n. 2, pp. 196–202, 2007.
- FIGUEIREDO, A. P. “Comportamento da variabilidade da frequência cardíaca em teste com cargas progressivas”, *Conexão Ciência (Online)*, v. 11, n. 1, pp. 107–111, 2016.
- FLETCHER, G. F., BALADY, G. J., AMSTERDAM, E. A., et al. “Exercise standards for testing and training”, *Circulation*, v. 104, n. 14, pp. 1694–1740, 2001.
- FRANKLIN, G. F., POWELL, J. D., EMAMI-NAEINI, A., et al. *Feedback Control of Dynamic Systems*, v. 3. Massachusetts, Addison-Wesley, 1994.
- HOFFMANN, K., WIEMEYER, J., HARDY, S., et al. “Personalized adaptive control of training load in exergames from a sport-scientific perspective”. In: *International Conference on Serious Games*, pp. 129–140. Springer, 2014.
- HSU, L. “Variable structure model-reference adaptive control (VS-MRAC) using only input and output measurements: the general case”, *IEEE Transactions on Automatic Control*, v. 35, pp. 1238–1243, 1990.
- HUNT, K. J., HUNT, A. J. “Feedback control of heart rate during outdoor running: A smartphone implementation”, *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 26, pp. 90–97, 2016.
- HUNT, K. J., MAURER, R. R. “Comparison of linear and nonlinear feedback control of heart rate for treadmill running”, *Systems Science & Control Engineering*, v. 4, n. 1, pp. 87–98, 2016.
- HUNT, K. J., FANKHAUSER, S. E., SAENGSUWAN, J. “Identification of heart rate dynamics during moderate-to-vigorous treadmill exercise”, *Biomedical Engineering Online*, v. 14, n. 1, pp. 117, 2015.
- IOANNOU, P. A., SUN, J. *Robust adaptive control*, v. 1. New Jersey, Prentice-Hall, 1996.
- JETTE, M., SIDNEY, K., BLÜMCHEN, G. “Metabolic equivalents (METs) in exercise testing, exercise prescription, and evaluation of functional capacity”, *Clinical Cardiology*, v. 13, n. 8, pp. 555–565, 1990.

- MANSUR, A. D. P., FAVARATO, D. “Mortalidade por doenças cardiovasculares no Brasil e na região metropolitana de São Paulo: atualização 2011”, *Arquivo Brasileiro de Cardiologia*, v. 99, n. 2, pp. 755–761, 2012.
- MASTROCOLLA, L. E., BRITO, A., BRITO, F., et al. “Consenso nacional de ergometria”, *Arq Bras Cardiol*, v. 65, n. 2, pp. 189–211, 1995.
- MURRAY, M., SPURR, G., SEPIC, S., et al. “Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate”, *Journal of Applied Physiology*, v. 59, n. 1, pp. 87–91, 1985.
- NARENDRA, K. S., ANNASWAMY, A. M. *Stable Adaptive Systems*. New Jersey, Courier Corporation, 1989.
- PINO, A., COSTA, J., JANDRE, F., et al. “Mecânica - Um programa para análise do sistema respiratório”. In: *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 253–257, 2002.
- PINO, A., KAGAMI, L., JANDRE, F., et al. “DAS - Um programa de aquisição e processamento de sinais para engenharia pulmonar”. In: *Proceedings of the III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica*, pp. 765–768, 2004.
- SAVKIN, A. V., R, P. I. “A connection between H_∞ control and the absolute stabilizability of uncertain systems”, *Systems & control letters*, v. 23, n. 3, pp. 197–203, 1994.
- SCALZI, S., TOMEI, P., VERRELLI, C. M. “Nonlinear control techniques for the heart rate regulation in treadmill exercises”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 59, n. 3, pp. 599–603, 2012.
- SU, S. W., WANG, L., CELLER, B. G., et al. “Identification and control for heart rate regulation during treadmill exercise”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 54, n. 7, pp. 1238–1246, 2007.
- SU, S. W., CHEN, W., LIU, D., et al. “Dynamic modelling of heart rate response under different exercise intensity”, *The Open Medical Informatics Journal*, v. 4, pp. 81, 2010.
- VANDERLEI, L. C. M., PASTRE, C. M., HOSHI, R. A., et al. “Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica”, *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular/Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, v. 24, n. 2, pp. 205–217, 2009.

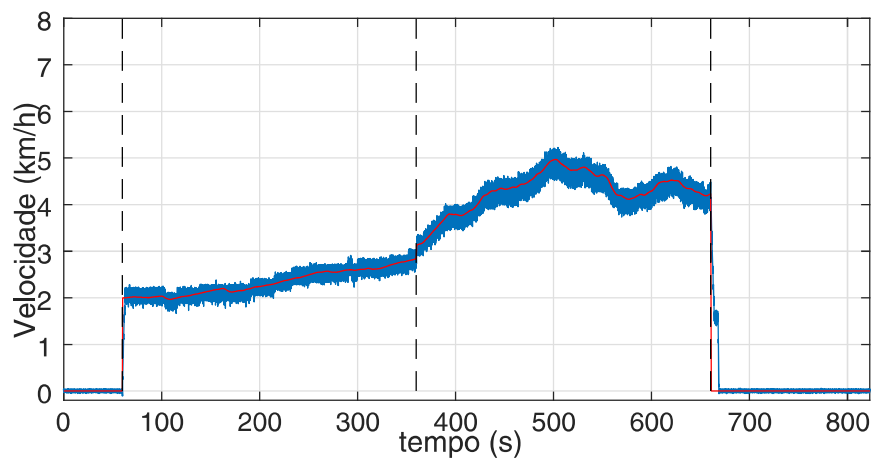
VERRIER, R. L., KLINGENHEBEN, T., MALIK, M., et al. “Microvolt T-wave alternans: physiological basis, methods of measurement, and clinical utility—consensus guideline by International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology”, *Journal of the American College of Cardiology*, v. 58, n. 13, pp. 1309–1324, 2011.

Apêndice A

Testes dos voluntários

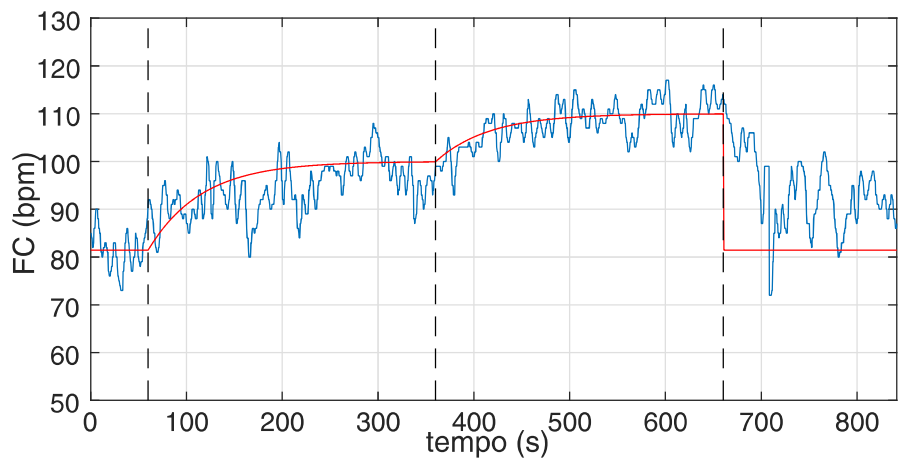


(A)

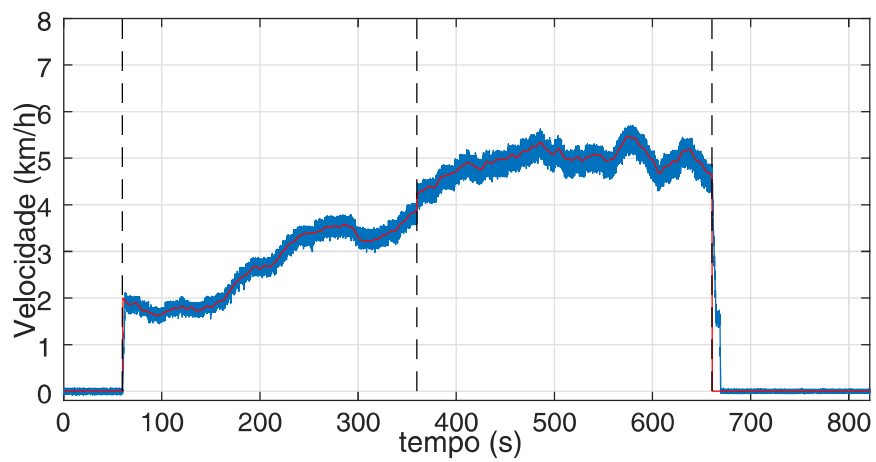


(B)

Figura A.1: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 01 durante o teste.

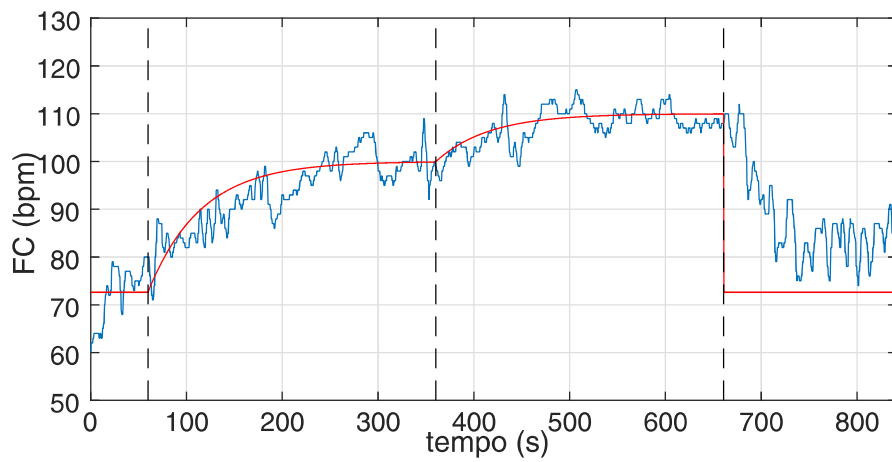


(A)

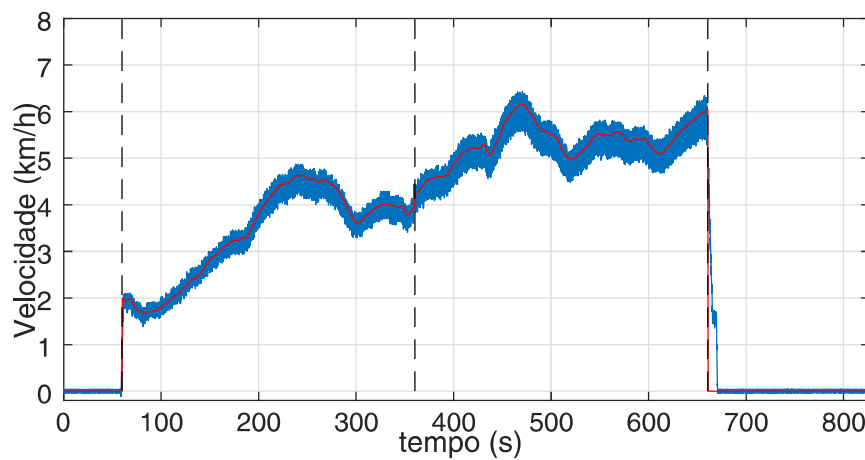


(B)

Figura A.2: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 02 durante o teste.

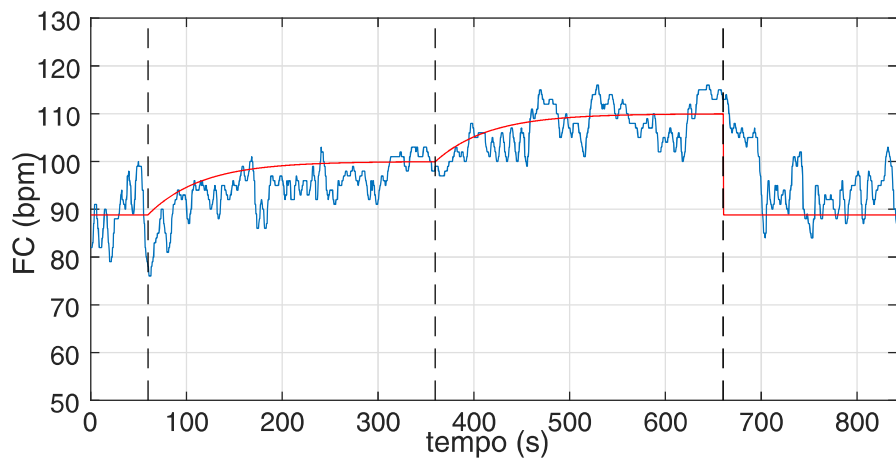


(A)

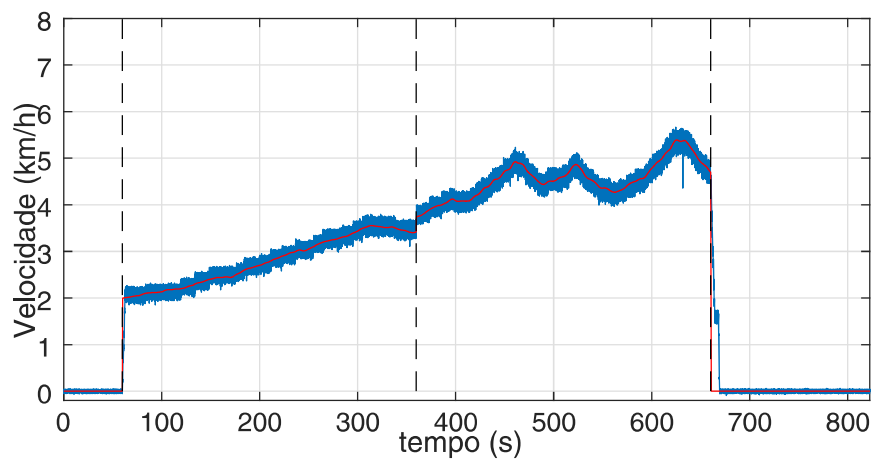


(B)

Figura A.3: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 04 durante o teste.

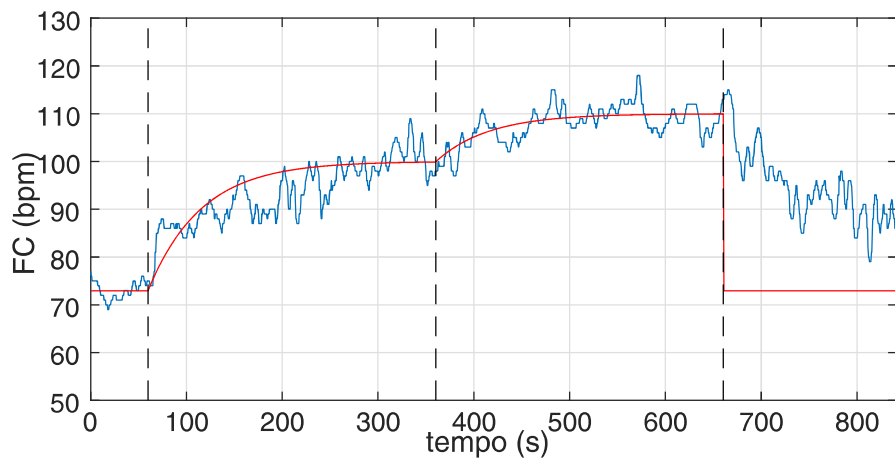


(A)

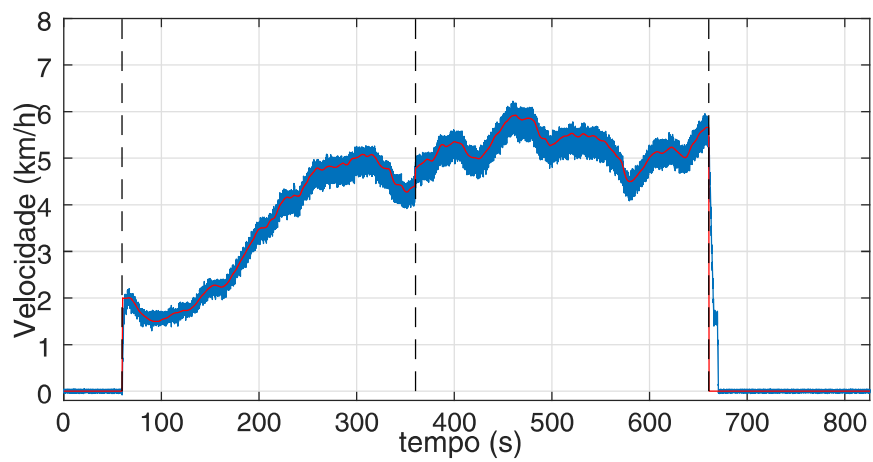


(B)

Figura A.4: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 05 durante o teste.

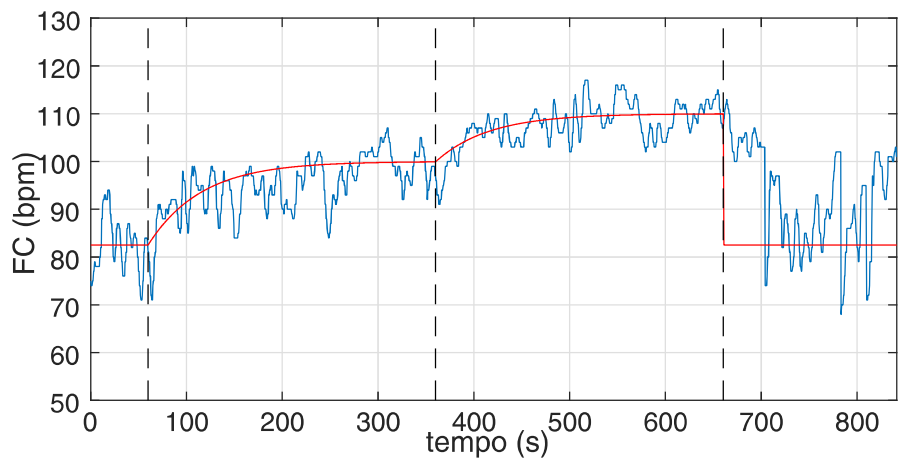


(A)

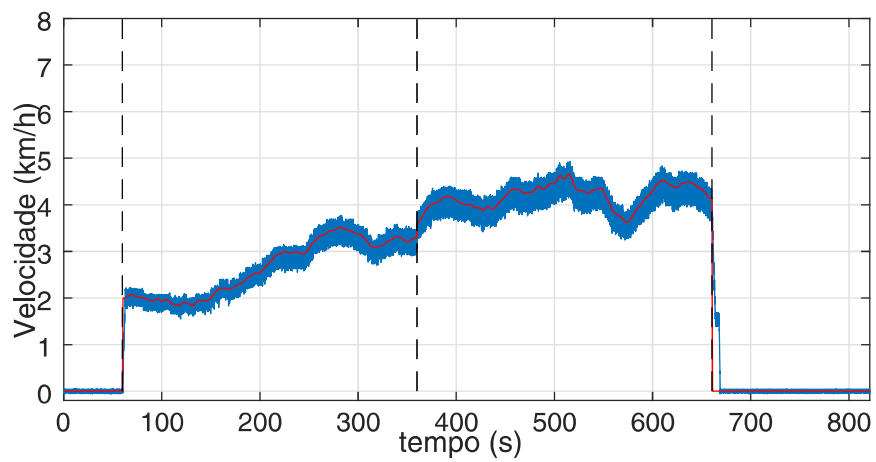


(B)

Figura A.5: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 06 durante o teste.

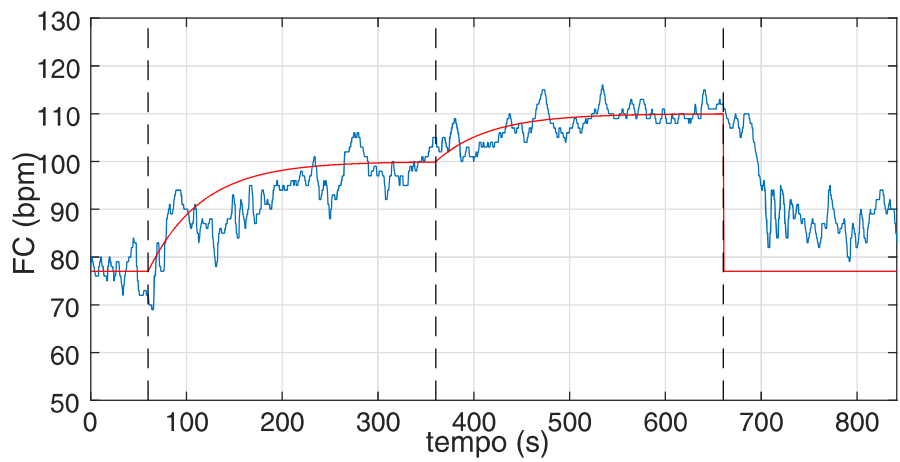


(A)

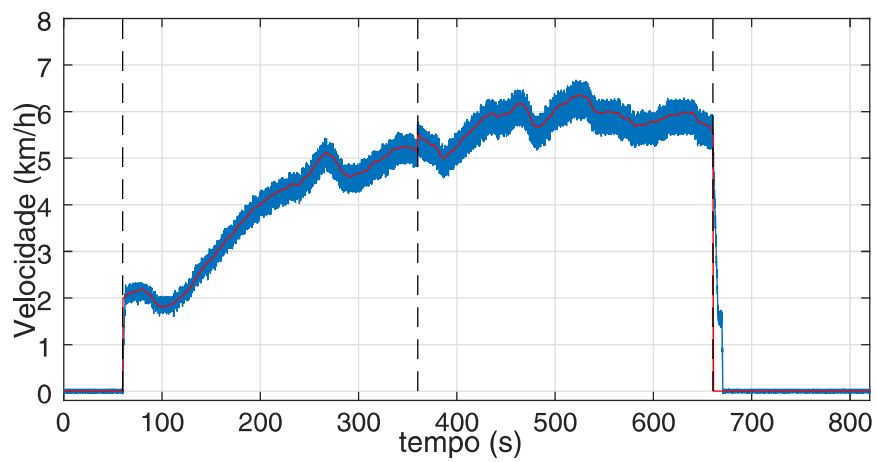


(B)

Figura A.6: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 07 durante o teste.

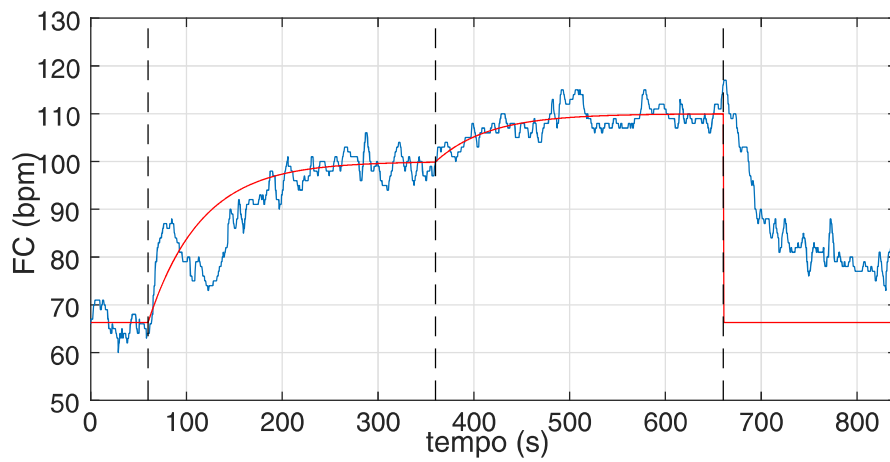


(A)

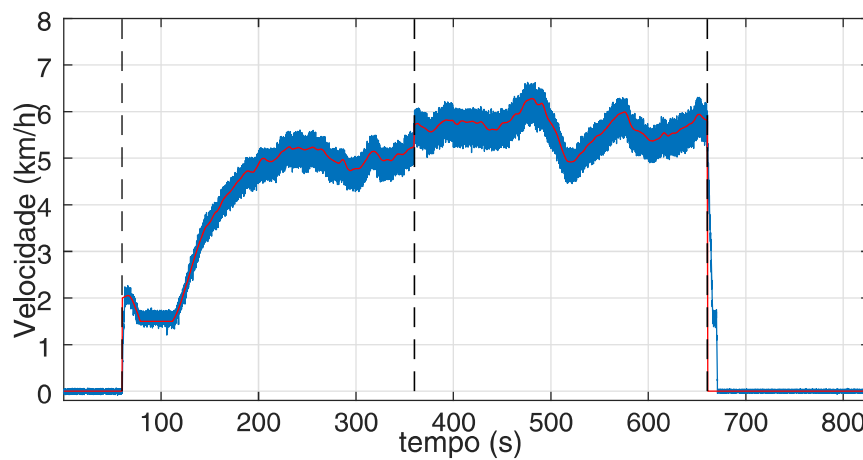


(B)

Figura A.7: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 09 durante o teste.

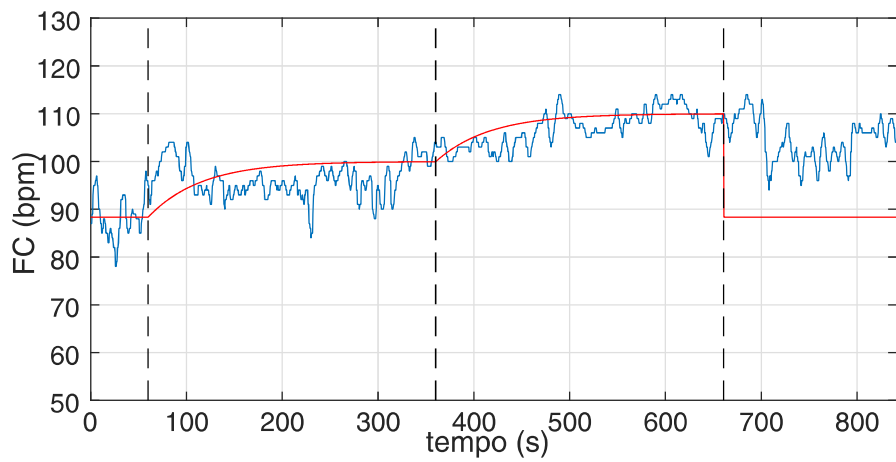


(A)

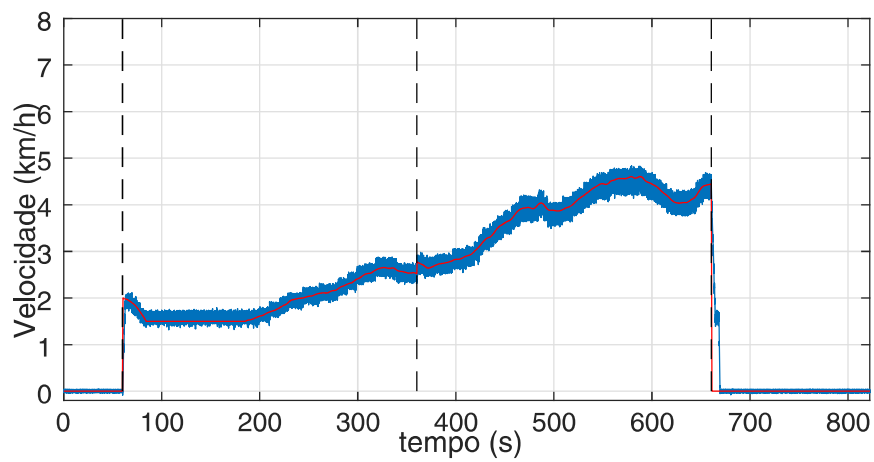


(B)

Figura A.8: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 10 durante o teste.

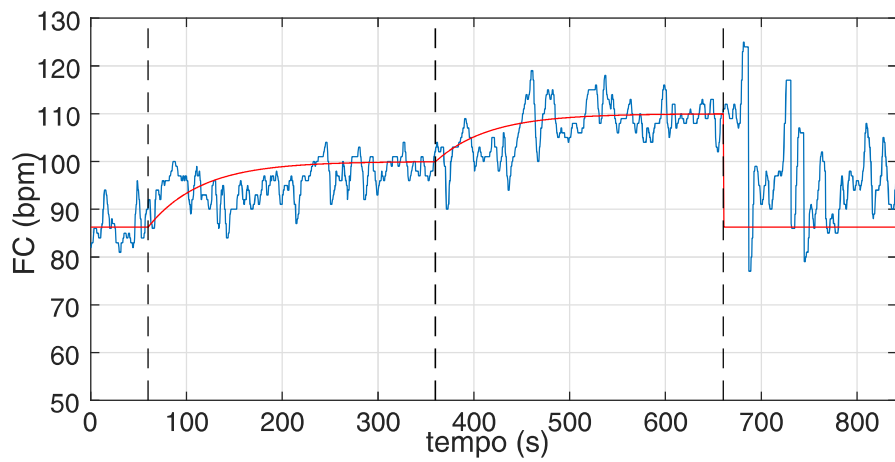


(A)

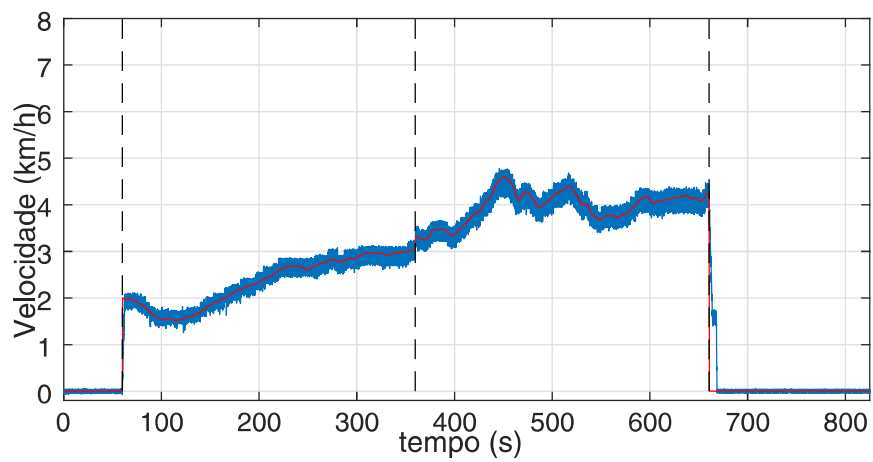


(B)

Figura A.9: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 11 durante o teste.

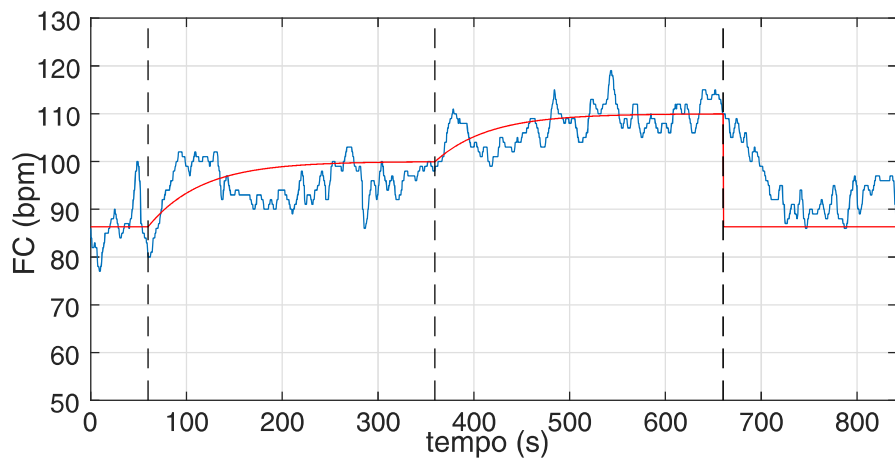


(A)

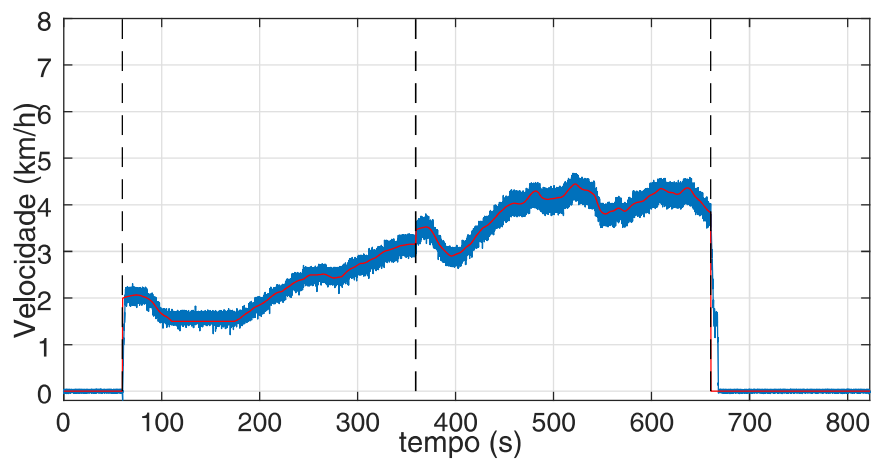


(B)

Figura A.10: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 12 durante o teste.

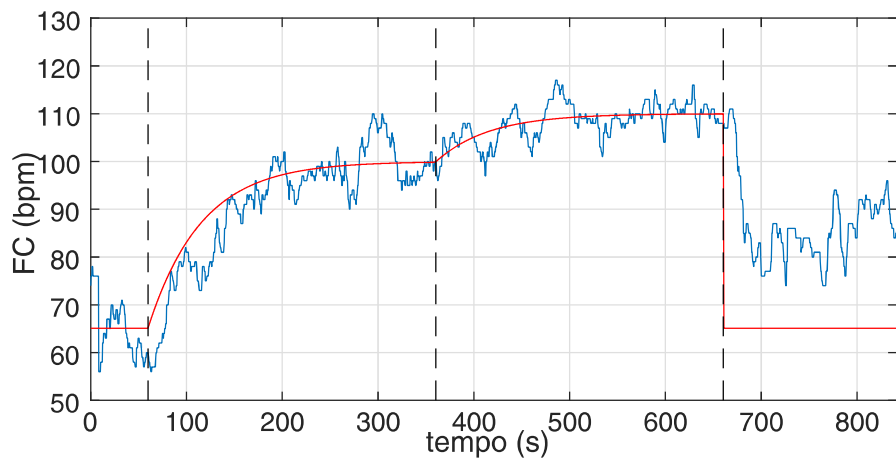


(A)

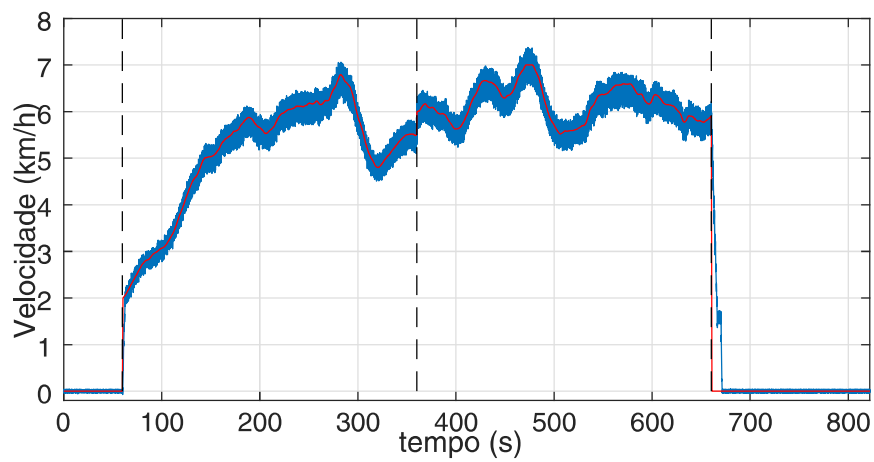


(B)

Figura A.11: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 13 durante o teste.

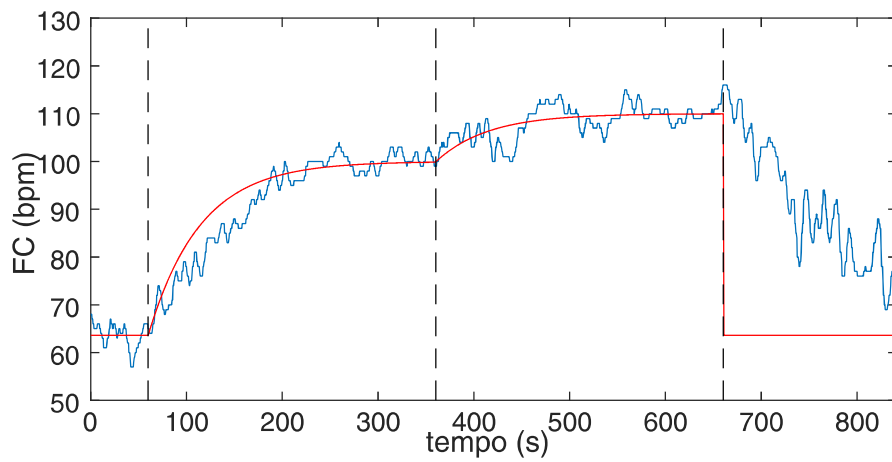


(A)

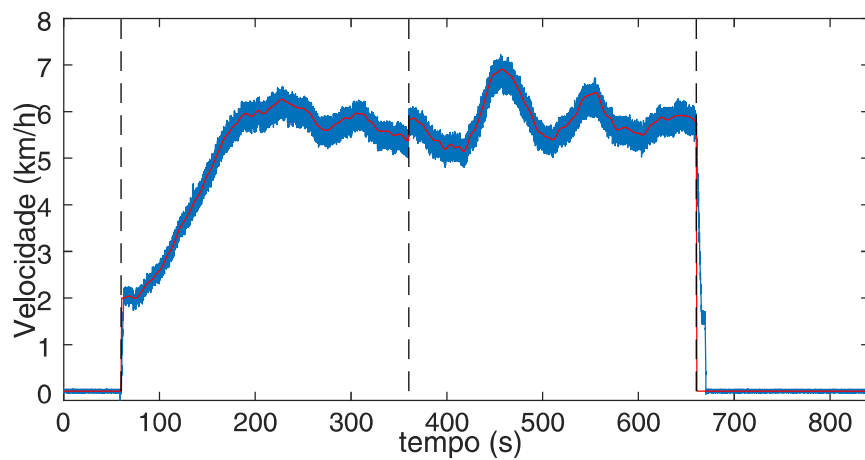


(B)

Figura A.12: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 15 durante o teste.

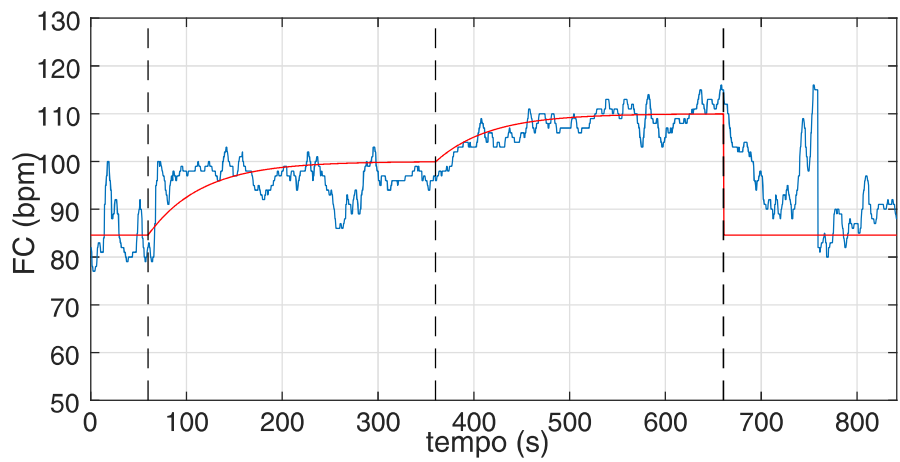


(A)

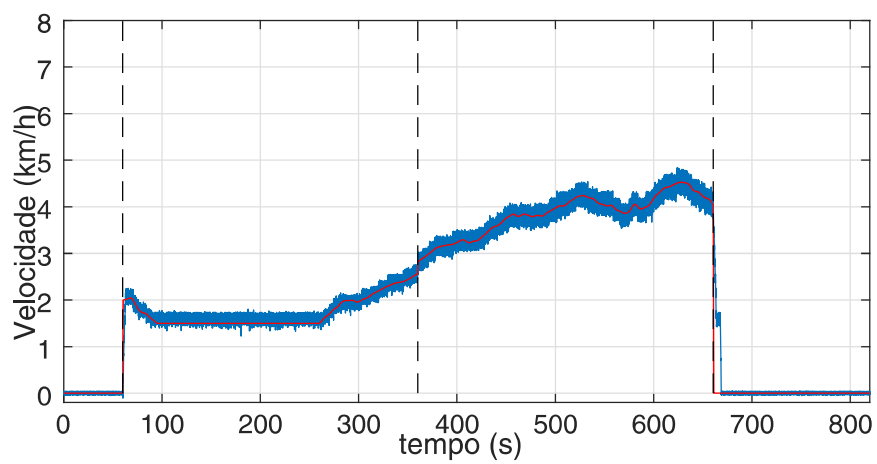


(B)

Figura A.13: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 16 durante o teste.

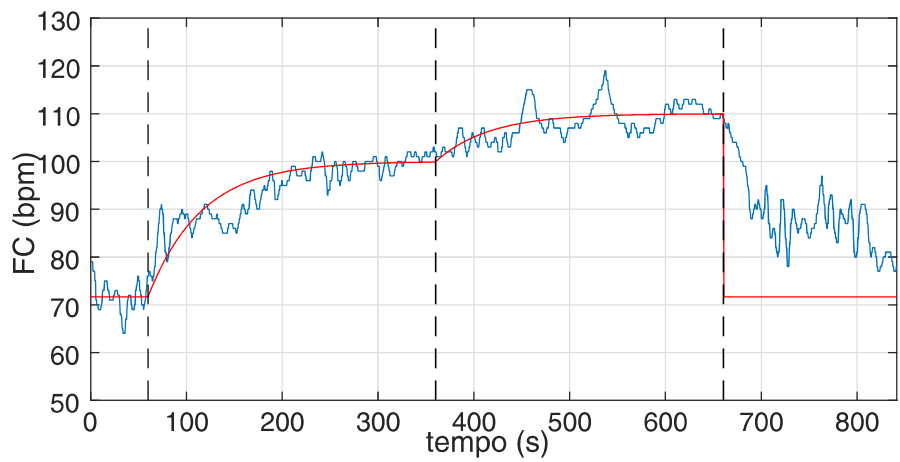


(A)

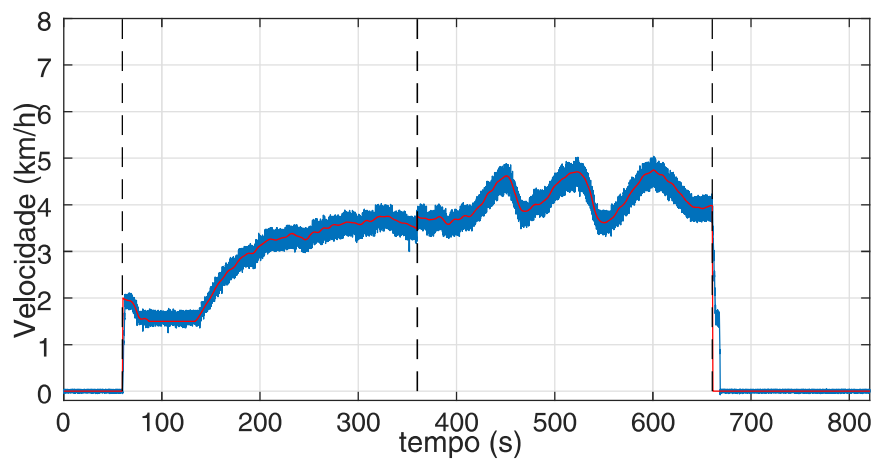


(B)

Figura A.14: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 17 durante o teste.

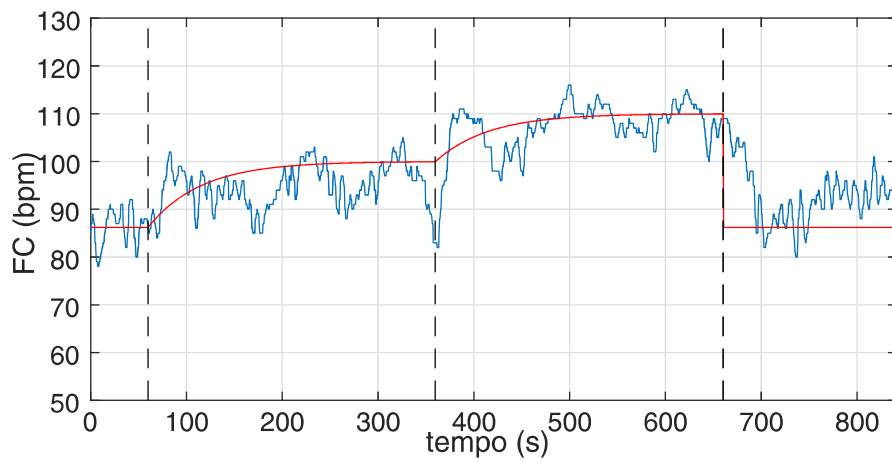


(A)

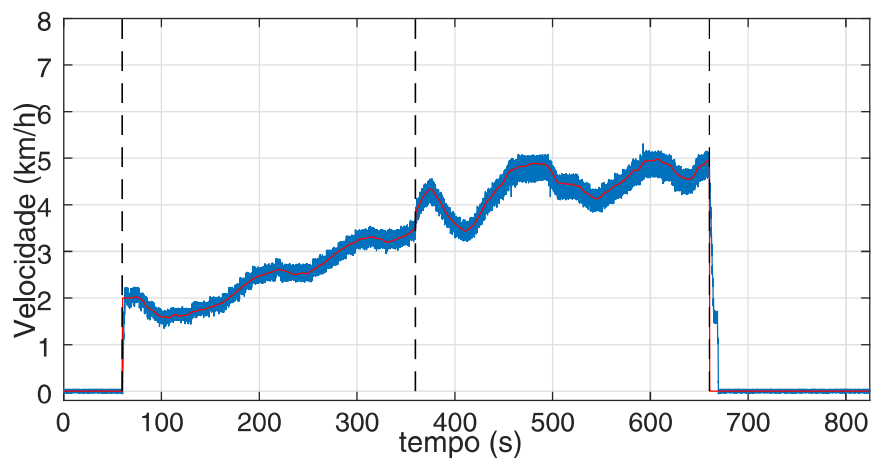


(B)

Figura A.15: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 20 durante o teste.

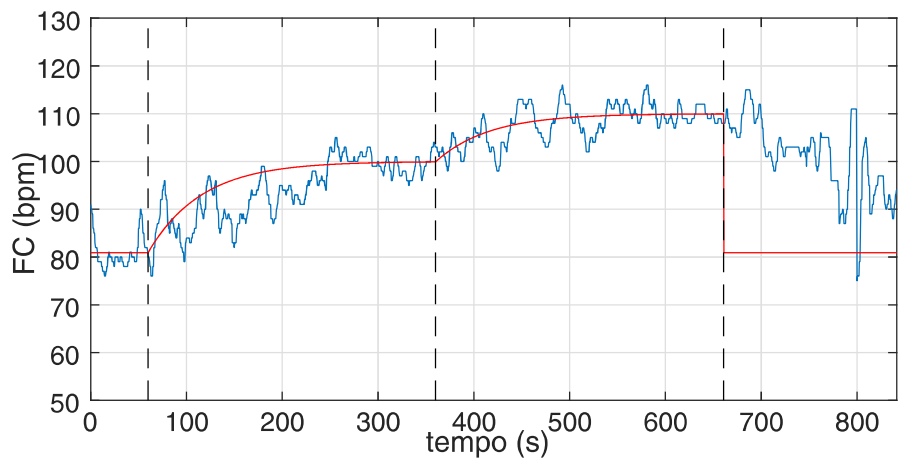


(A)

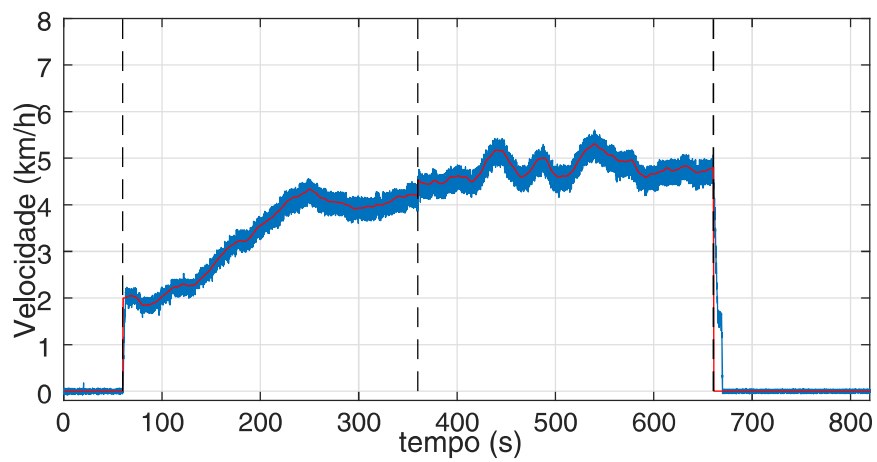


(B)

Figura A.16: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 21 durante o teste.

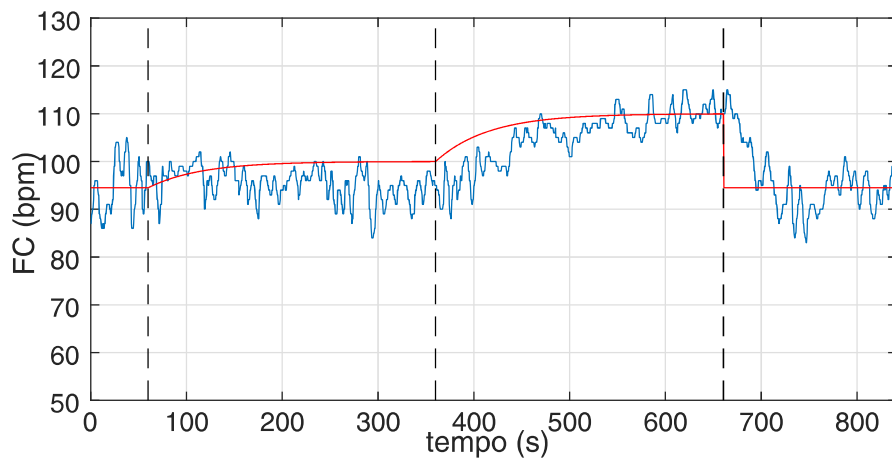


(A)

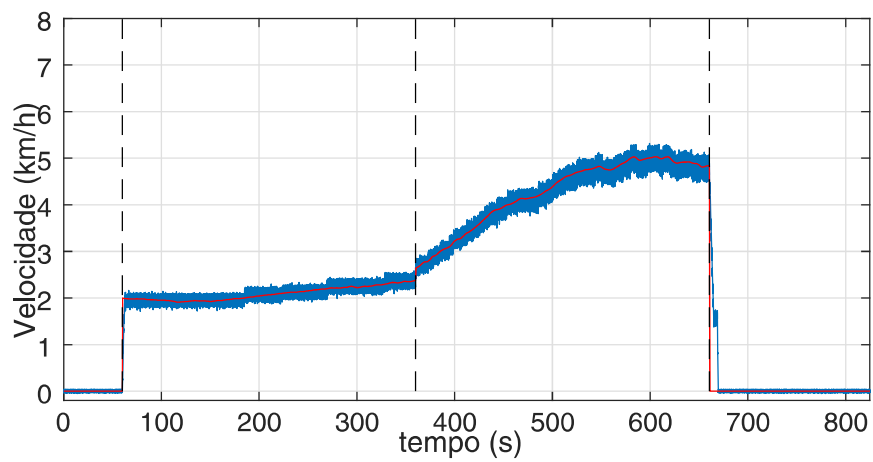


(B)

Figura A.17: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 23 durante o teste.

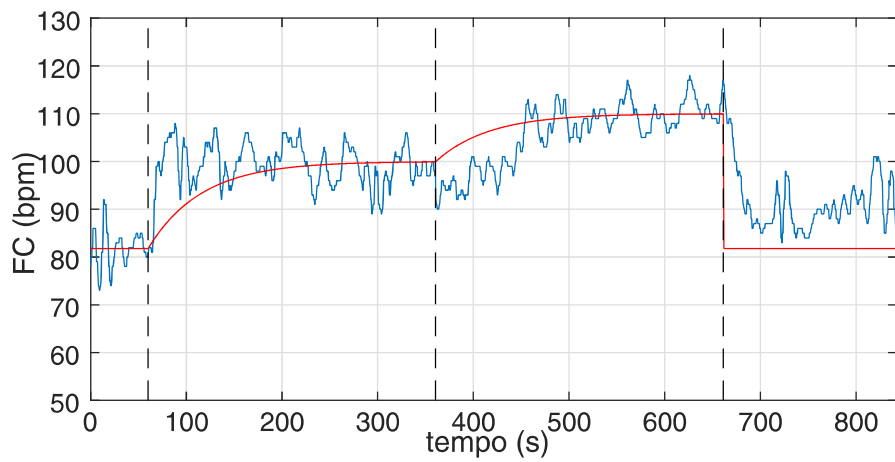


(A)

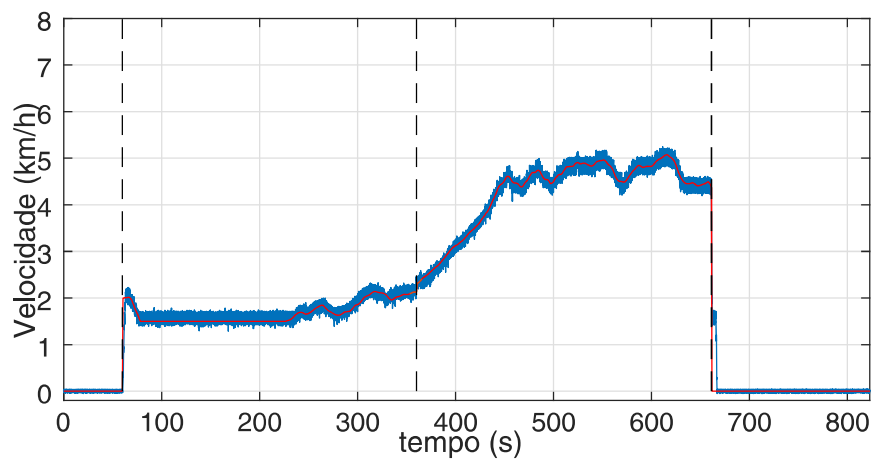


(B)

Figura A.18: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 24 durante o teste.

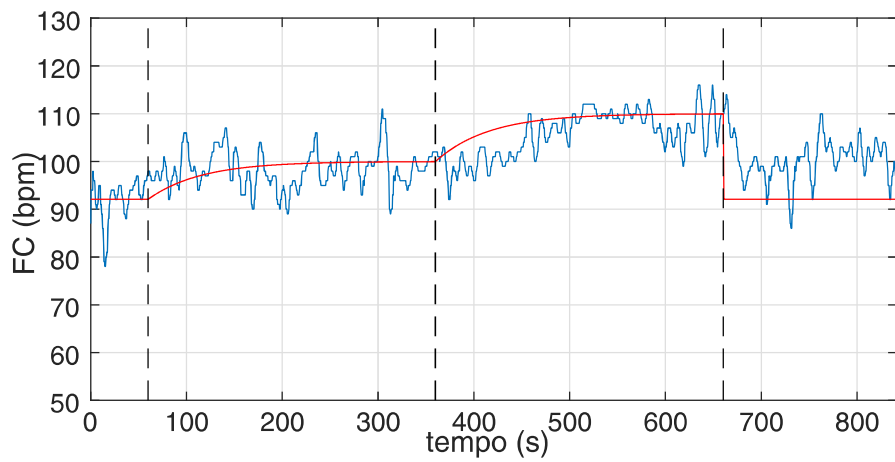


(A)

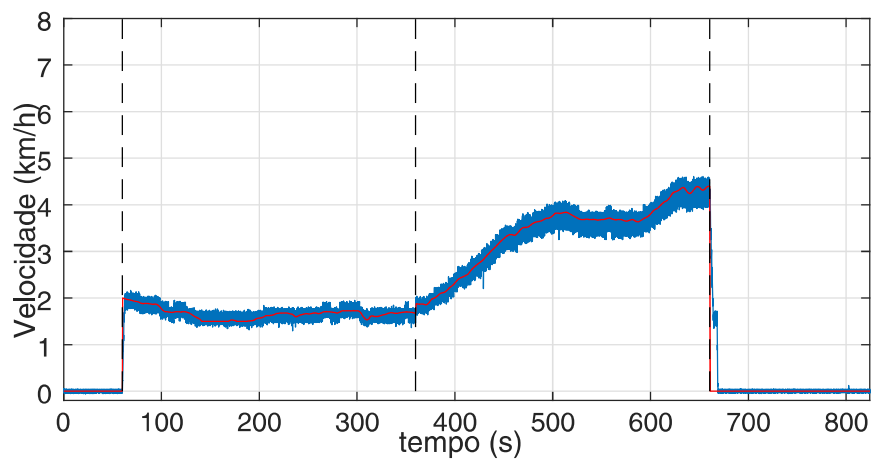


(B)

Figura A.19: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 25 durante o teste.

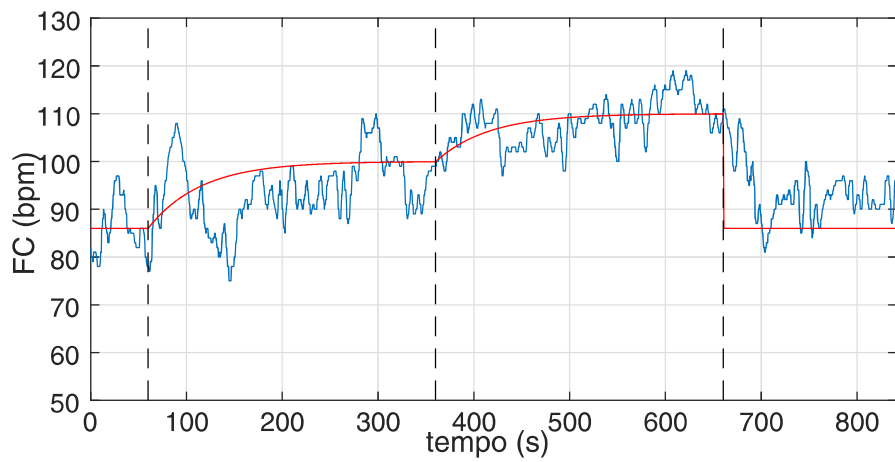


(A)

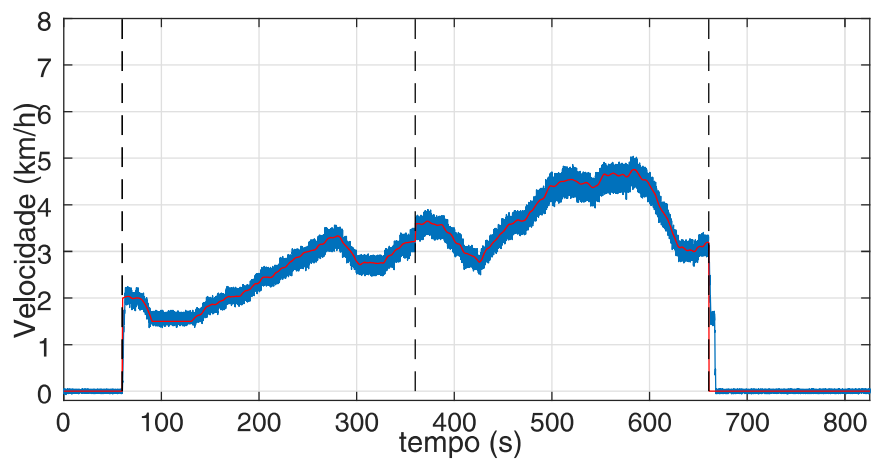


(B)

Figura A.20: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 26 durante o teste.

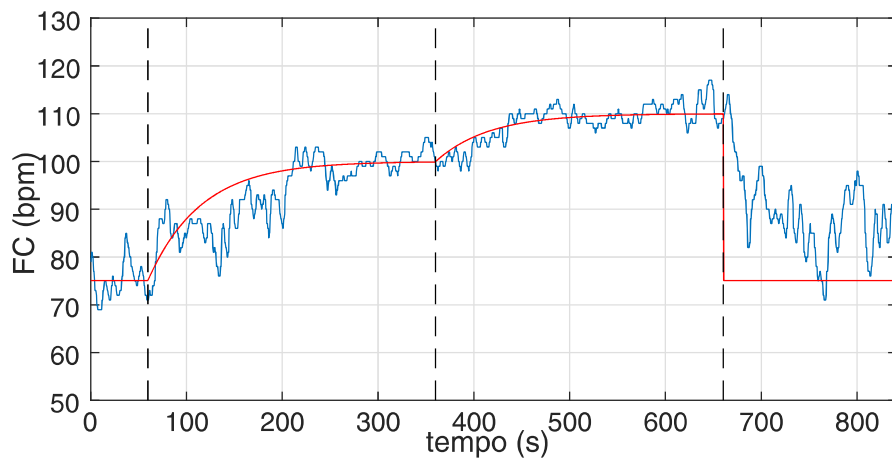


(A)

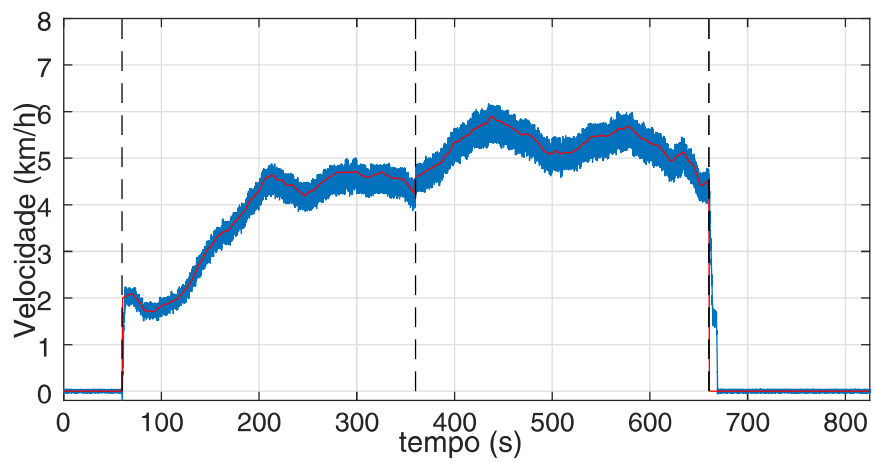


(B)

Figura A.21: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 28 durante o teste.

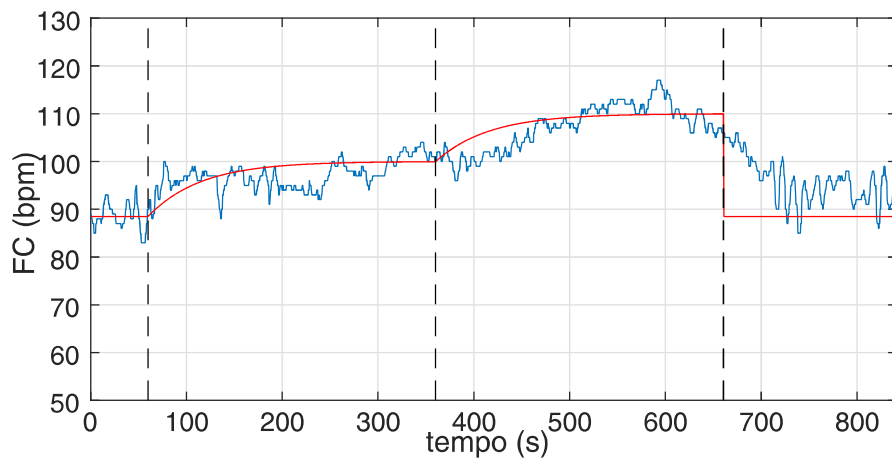


(A)

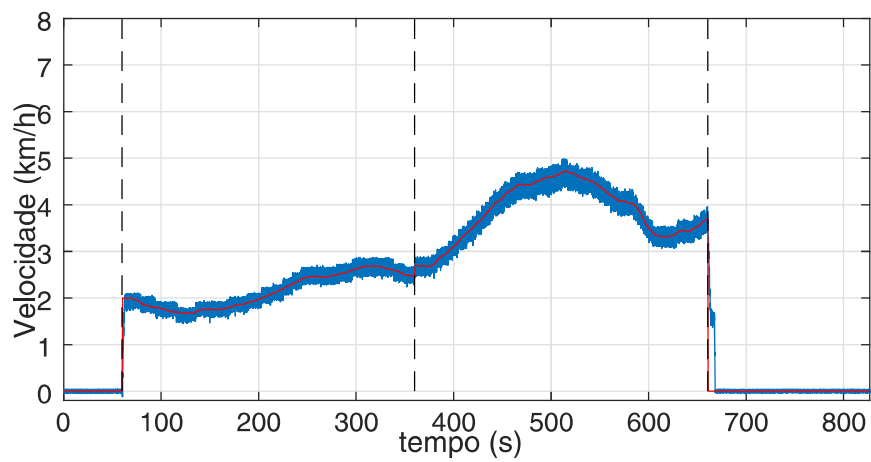


(B)

Figura A.22: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 30 durante o teste.

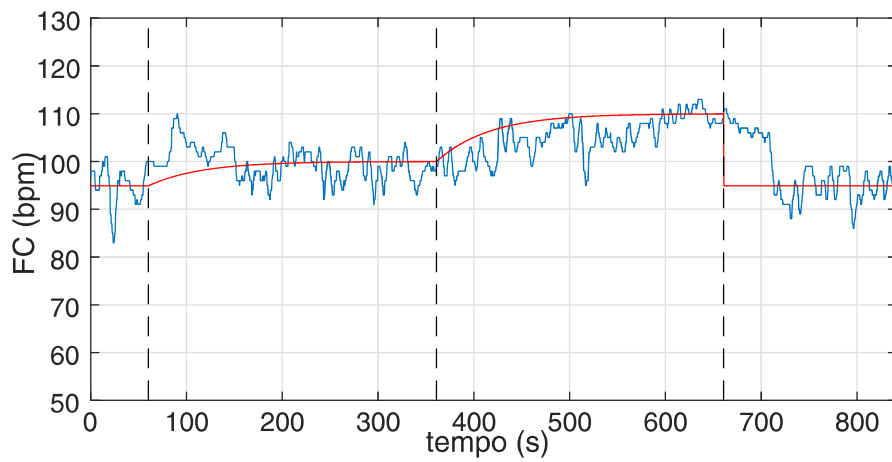


(A)

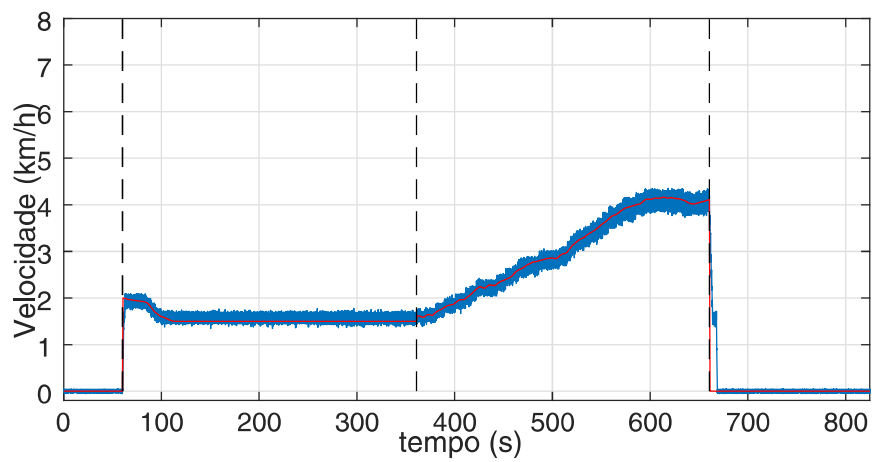


(B)

Figura A.23: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 32 durante o teste.

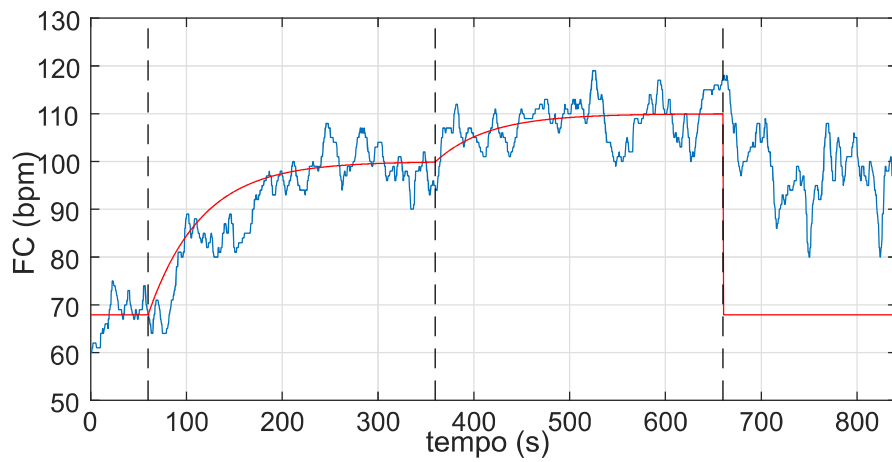


(A)

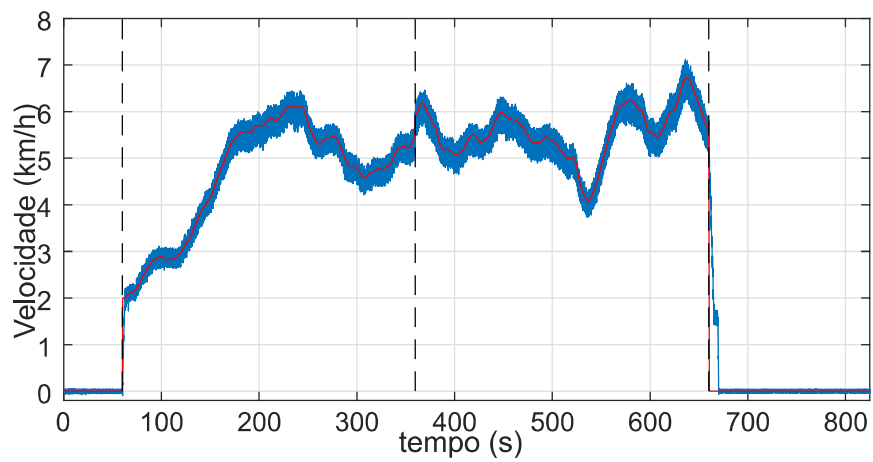


(B)

Figura A.24: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 36 durante o teste.

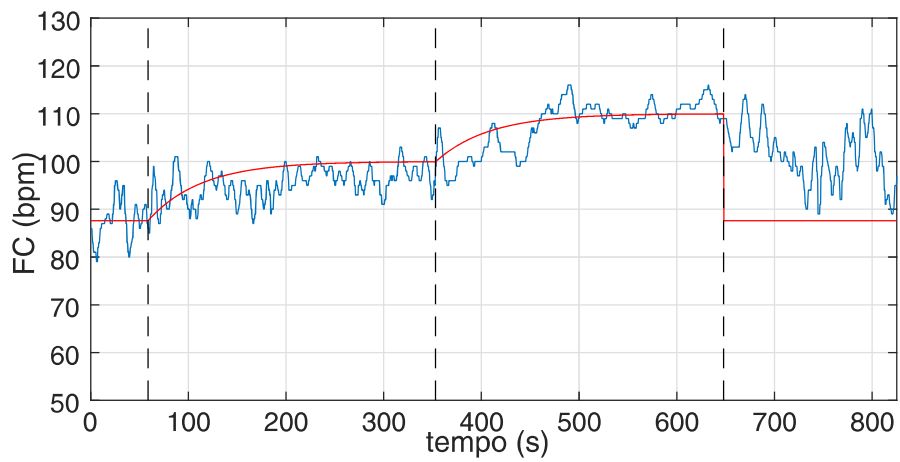


(A)

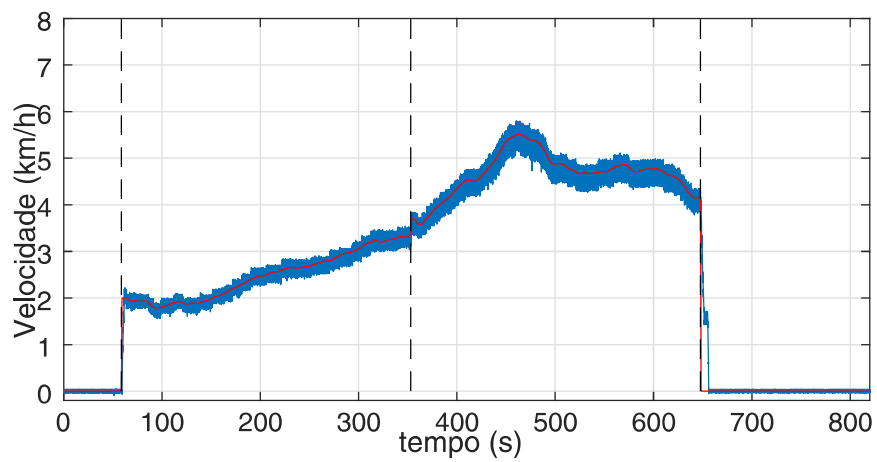


(B)

Figura A.25: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 37 durante o teste.

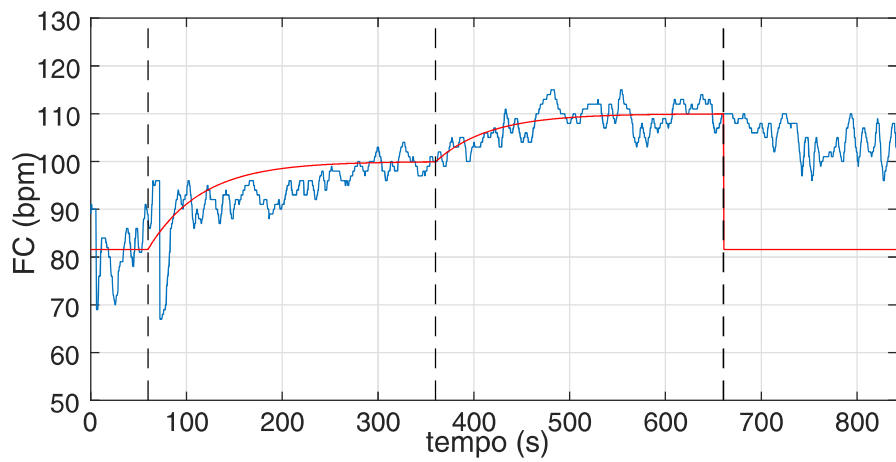


(A)

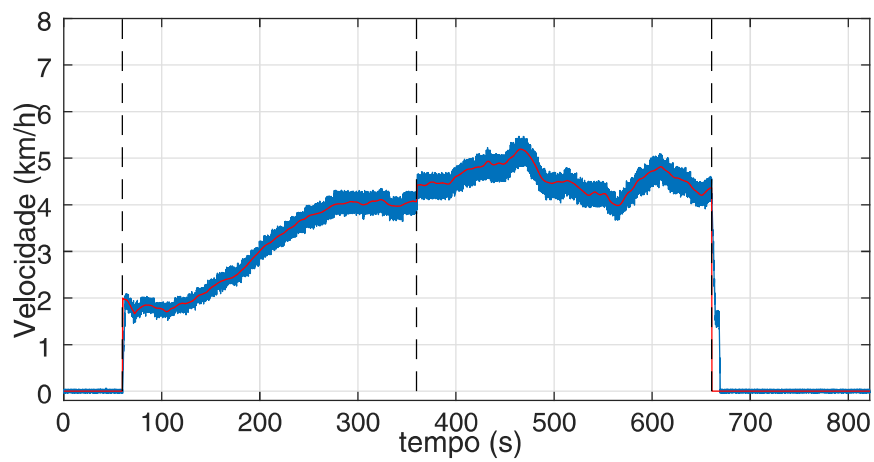


(B)

Figura A.26: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 39 durante o teste.



(A)



(B)

Figura A.27: Comportamento da frequência cardíaca (A) e da velocidade (B) do voluntário 40 durante o teste.