



MODELAGEM POR PARTES DA CINÉTICA DA RESPOSTA CRONOTRÓPICA  
CARDÍACA DURANTE A CAMINHADA EM ESTEIRA ERGOMÉTRICA

Renata Maria Begni Afonso

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  
Julho de 2017

MODELAGEM POR PARTES DA CINÉTICA DA RESPOSTA CRONOTRÓPICA  
CARDÍACA DURANTE A CAMINHADA EM ESTEIRA ERGOMÉTRICA

Renata Maria Begni Afonso

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  
CIÊNCIA EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Examinado por:

---

Prof. Frederico Caetano Jandre Assis Tavares, D.Sc

---

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc

---

Prof. Carlos Gomes de Oliveira, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JULHO DE 2017

Afonso, Renata Maria Begni

Modelagem por partes da cinética da resposta cronotrópica cardíaca durante a caminhada em esteira ergométrica / Renata Maria Begni Afonso – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2017.

XII, 68 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis

Tavares

Jurandir Nadal

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Engenharia Biomédica, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 63-68.

1. Frequência cardíaca. 2. Intervalos RR. 3. Modelagem matemática. I. Tavares, Frederico Caetano Jandre de Assis *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

# Agradecimentos

Agradeço a Deus pela minha vida e por tudo que eu tenho. Prometo retribuir todas as graças e conquistas ajudando as pessoas e ensinando tudo que eu aprender.

Agradeço aos meus pais, por todo amor e dedicação. Obrigada por todo o incentivo e por acreditarem que eu iria conseguir, até quando eu não acreditava. Aos meus sobrinhos, por alegrarem minha vida e darem um sentido a mais a ela. Amo vocês (e Rodolfo) mais que tudo!

Agradeço à Dáira, por ter sido a minha melhor companhia nesses anos, e por ter arrancado meus sorrisos mais sinceros, mesmo quando tudo parecia desabar. Com você a vida tem mais graça! Te amo, mais!

Agradeço ao Neto e à Lorena, que são os melhores amigos que um mestrado poderia ter me dado. Neto, você é uma pessoa maravilhosa, um amigo incomparável! Acho que por mais que eu faça, nunca conseguirei retribuir a altura tudo o que você fez por mim. Lorena, você é sensacional! A melhor companheira de “micos” e “fugas” pelos corredores do PEB! Obrigada por tornar tudo mais leve, por ser minha alegria e minha força nos dias que mais precisei. Que sorte a minha ter esbarrado em vocês. Quero pra sempre.

Agradeço aos amigos pela compreensão nos momentos de ausência, que foram muitos. Quero que saibam que sinto falta de cada momento perdido, e que não vou permitir mais que isso aconteça! Estou voltando! Amo vocês!

Agradeço aos colegas de turma e de laboratório por toda ajuda e companhia ao longo desses anos. Em especial, ao Hailton e ao Diego, pela paciência e boa vontade de sempre.

Agradeço ao Luciano Kagami, técnico do laboratório, por fazer o laboratório funcionar e nos ajudar sempre que estivesse a seu alcance.

Agradeço ao Alexandre, secretário do PEB, pela ajuda com todas as burocracias e problemas resolvidos.

Agradeço aos meus orientadores, Frederico Jandre e Jurandir Nadal, e demais professores do PEB, por todos os ensinamentos.

Agradeço ao CNPq, à CAPES, e à FAPERJ 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.)

MODELAGEM POR PARTES DA CINÉTICA DA RESPOSTA CRONOTRÓPICA  
CARDÍACA DURANTE A CAMINHADA EM ESTEIRA ERGOMÉTRICA

Renata Maria Begni Afonso

Julho / 2017

Orientador: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Jurandir Nadal

Programa: Engenharia Biomédica

O objetivo deste estudo foi modelar as variações dos intervalos entre um pico R e outro (IRR) do eletrocardiograma (ECG) em resposta a degraus de velocidade durante a caminhada, por meio de um modelo exponencial de primeira ordem. Vinte e cinco homens, jovens e saudáveis, realizaram o protocolo de teste compreendido por: 1 min de repouso, seguido por 2 min de aquecimento a 3 km/h e quatro degraus, com 4 min de duração para as velocidades de 5 km/h, 7 km/h, 5 km/h e 0 km/h. O sinal de IRR foi adquirido continuamente por meio de um eletrocardiógrafo e um cardiofrequencímetro. Aplicou-se o método Nelder Mead Simplex para ajustar a constante de tempo ( $\tau$ ) e o ganho ( $k$ ) do modelo aos valores reais de IRR em cada degrau, de modo que a curva dos degraus subsequentes foram somadas às anteriores. O ajuste obteve  $R^2 = 0,9$  (0,85-0,92) e valores de  $\tau$  e  $k$  estatisticamente diferentes entre os degraus, com  $p \ll 0,05$ . Tais resultados indicam que o modelo é capaz de descrever a FC durante a caminhada em diferentes velocidades e que a sua dinâmica, em exercício submáximo, é não linear, posto que degraus de mesmo valor apresentaram respostas diferentes.

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

MODELING IN PARTS THE KINETICS OF THE CARDIAC CHRONOTROPIC  
RESPONSE DURING WALKING ON A TREADMILL

Renata Maria Begni Afonso

July / 2017

Advisor: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares  
Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

The objective of this study was to model the variations in the intervals between a R-peak and another (IRR) of the electrocardiogram (ECG) in response to walking steps through an exponential first order model. Twenty-five men, young and healthy, performed the test protocol comprised of: 1 min of rest, followed by 2 min of warming up at 3 km / h and four steps, with 4 min of duration at speeds of 5 km / h, 7 km / h, 5 km / h and 0 km / h. The IRR signal was acquired continuously by means of an electrocardiograph and a cardiofrequency meter. The Nelder Mead Simplex method was applied to adjust the time constant ( $\tau$ ) and the gain ( $k$ ) of the model to the actual IRR values in each step, so that the subsequent steps curve were added to the previous ones. The adjustment obtained  $R^2 = 0.9$  (0.85-0.92) and statistically different values of  $\tau$  and  $k$  between the steps, with  $p \ll 0.05$ . These results indicate that the model is able to describe the HR during walking at different speeds and that its dynamics, in submaximal exercise, is non-linear, since steps of same value presented different responses.

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	ix
LISTA DE TABELAS.....	xi
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xii
Introdução.....	1
1.1. Objetivo Geral .....	4
1.2. Objetivos Específicos.....	4
Revisão de Literatura .....	5
2.1. Fisiologia Cardíaca.....	5
2.1.1. Controle da Frequência Cardíaca pelo Sistema Nervoso Autônomo.....	8
2.2. Exercício Físico .....	9
2.2.1. Regulação da frequência cardíaca durante o exercício .....	10
2.2.2. Relação entre a Frequência Cardíaca e o <b>VO<sub>2</sub></b> durante o exercício .....	12
2.3. Modelagem Matemática e Modelos de Regressão .....	13
2.3.1. Método dos Mínimos Quadrados para Ajuste Linear .....	15
2.3.2. Método dos Mínimos Quadrados para Ajuste Não Linear.....	16
2.3.3. Método Nelder Mead Simplex .....	17
Revisão de Literatura .....	20
3.1. Modelagem matemática da frequência cardíaca durante o exercício .....	20
3.2. Controle da Resposta Cronotrópica Cardíaca .....	26
Materiais e Métodos.....	30
4.1. Sujeitos.....	30
4.2. Critérios de inclusão e exclusão .....	30
4.3. Protocolo Experimental.....	31
4.4. Aquisição dos Sinais .....	33
4.4.1. Aquisição do Sinal de IRR .....	34

4.4.2. Aquisição do Sinal de Velocidade.....	36
Figura 10. Dinâmica de variação de velocidade da esteira ergométrica com valor de 0,625 km/h/s.....	37
4.5. Detecção dos IRR.....	37
4.5.1. Detecção dos IRR derivados do ECG .....	37
4.5.2. Detecção dos IRR derivados da placa polar .....	39
4.6. Modelo .....	41
4.7. Cálculo do $\text{VO2}_{\text{max}}$ estimado por teste submáximo.....	42
4.8. Análise Estatística.....	43
Resultados.....	44
5.1 Atraso de detecção da placa HRMI .....	45
5.2 Ajuste da curva e determinação dos parâmetros .....	47
5.3 Qualidade dos Ajustes.....	54
5.4 Correlação entre o $\text{VO2}_{\text{max}}$ e os parâmetros do modelo .....	55
Discussão.....	57
6.1. Cinética da resposta cronotrópica cardíaca durante o exercício submáximo .....	57
6.2. Interpretação fisiológica dos parâmetros .....	59
6.3. Correlação entre o $\text{VO2}_{\text{max}}$ e os parâmetros do modelo .....	60
6.4. Limitações do Estudo .....	61
Conclusão .....	62

# LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Anatomia cardíaca: Átrios (direito e esquerdo) e ventrículos (direito e esquerdo).....	5
Figura 2	Representação do sistema excitatório cardíaco .....	6
Figura 3	Ilustração do Eletrocardiograma normal. Ondas P, T, e o complexo QRS.....	7
Figura 4	Diagrama de blocos do modelo de FC proposto por Hajek <i>et al.</i> (1980).	21
Figura 5	Protocolo de exercício submáximo .....	33
Figura 6	Posicionamento dos eletrodos do ECG .....	34
Figura 7	Faixa de monitoração cardíaca .....	35
Figura 8	Placa Polar HRMI .....	35
Figura 9	Parte inferior da esteira ergométrica .....	36
Figura 10	Dinâmica de variação de velocidade da esteira ergométrica .....	37
Figura 11	Tela de edição de sinais do software “Mecânica” .....	38
Figura 12	Exemplo de correções realizadas no sinal de ECG de um dos voluntários.....	39
Figura 13	Dinâmica de aumento e decaimento da tensão de um impulso detectado pela placa HRMI.....	40
Figura 14	Impulsos detectados pela placa HRMI que representam batimentos cardíacos válidos .....	40
Figura 15	Ilustração do modelo exponencial de primeira ordem, que reflete o comportamento dos IRR para cada degrau de velocidade .....	42
Figura 16	Atraso do sinal da placa HRMI frente ao sinal de ECG.....	46
Figura 17	Caso ilustrativo dos batimentos cardíacos validados da placa Polar e dos picos R.....	46
Figura 18	Comportamento real dos IRR de um voluntário durante o protocolo proposto .....	48

Figura 19	Sinal de IRR com comportamento não condizente com a fisiologia durante o quarto degrau, de um dos voluntários .....	49
Figura 20	Sinal de IRR com comportamento não condizente com a fisiologia durante o quarto degrau, de outro do voluntário.....	49
Figura 21	<i>Box-plot</i> dos valores das constantes de tempo ( $\tau$ ), para os quatro degraus de velocidade .....	50
Figura 22	Valores dos ganhos ( $k$ ), para os quatro degraus de velocidade .....	52
Figura 23	Correlação entre os valores de $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ e os de $\tau$ referente ao 3º degrau	56

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Classificação da Intensidade do Exercício Físico de acordo com o ACSM (2014) .....	10
Tabela 2	Caracterização da amostra quanto aos aspectos físicos e antropométricos .....	45
Tabela 3	Atraso médio do sinal da placa HRMI frente ao ECG .....	47
Tabela 4	Valores de $\tau$ em cada degrau de velocidade .....	51
Tabela 5	Valores de $K$ em cada degrau de velocidade .....	53
Tabela 6	Variância dos IRR de acordo com o modelo proposto .....	54
Tabela 7	Consumo Máximo de $O_2$ .....	55

# LISTA DE ABREVIATURAS

bpm	Batimentos por minuto
DAS	<i>Data Aquisition System</i>
DC	Débito Cardíaco
ECG	Eletrocardiograma
FC	Frequência Cardíaca
FC <sub>max</sub>	Frequência Cardíaca máxima
HRMI	<i>Heart Rate Monitor Interface</i>
IRR	Intervalo RR
LA	Eletrodo de Braço Esquerdo
LL	Eletrodo de Perna Esquerda
MMQ	Métodos dos Mínimos Quadrados
NAV	Nodo Átrio Ventricular
NSA	Nodo Sino Atrial
O <sub>2</sub>	Oxigênio
PA	Potencial de Ação
P <sub>limiar</sub>	Potência (watts) atingida no limiar anaeróbio
RA	Eletrodo de Braço Direito
RR	Eletrodo de Perna Direita
R <sup>2</sup>	Coeficiente de Determinação
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
ḂO <sub>2</sub>	Consumo de oxigênio
ḂO <sub>2max</sub>	Consumo máximo de oxigênio
VS	Volume Sistólico
%G	Percentual de Gordura

# CAPÍTULO 1

## Introdução

Durante a prática de atividade física os músculos necessitam de um maior aporte energético, ocasionando o aumento do consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ), entre outras fontes de energia. Para que a demanda de oxigênio ( $O_2$ ) e nutrientes seja suprida, tanto o volume sistólico (VS) quanto a frequência cardíaca (FC) aumentam, elevando o débito cardíaco (DC) e, conseqüentemente, a quantidade de sangue disponível para a musculatura alvo (MCARDLE, KATCH, KATCH, 2011).

De maneira geral, quando níveis extremos de estresse físico são alcançados, a frequência cardíaca máxima ( $FC_{max}$ ) e o consumo máximo de oxigênio ( $\dot{V}O_{2max}$ ) são atingidos. Este último, por sua vez, é considerado como o índice mais confiável de avaliação do condicionamento físico, e tem relação crônica com a FC (resposta cronotrópica cardíaca), uma vez que sujeitos melhor condicionados apresentam menor FC de repouso e de resposta ao exercício (ACSM, 2014; TULPPO *et al*, 1998).

Percentuais do  $\dot{V}O_{2max}$  e da  $FC_{max}$  são utilizados como métodos de quantificação da intensidade relativa de atividades físicas, cada qual com suas vantagens e limitações. A  $FC_{max}$  é de utilização mais prática, posto que a partir de equações simples como  $FC_{max} = 220 - idade$  (FOX *et al*, 1971) é possível estimar seu valor máximo, e a partir deste calcular a faixa de FC em que se deseja trabalhar. Para verificar se a FC está dentro da faixa calculada, basta a utilização de um cardiofrequencímetro, ou apenas a medição correta do pulso cardíaco.

Tendo em vista as aplicações da FC para o esporte e a saúde, é natural o interesse pelo estudo do seu comportamento em determinadas circunstâncias, como por exemplo, o exercício físico. Há quase 100 anos, foi observado que a cinética das

variáveis cardiovasculares frente ao exercício de intensidade constante se comportava aproximadamente como uma exponencial em função do tempo (HILL *et al*, 1923). De lá para cá, uma gama de modelos matemáticos vem sendo utilizada a fim de descrever o comportamento desta variável em resposta aos mais variados protocolos.

Os primeiros estudos a tratarem especificamente sobre a determinação de modelos matemáticos para a FC durante o exercício, foram os de BRODAN *et al*. (1971) e de HAJEK e BRODAN (1980), sendo este uma simplificação do primeiro. Neste último, foi utilizado um modelo para descrever a FC com uma abordagem mais fisiológica, ao longo de um protocolo submáximo de 4 min em bicicleta ergométrica com carga progressiva. A primeira parte do modelo compreende um sistema de primeira ordem e representa a inibição vagal, enquanto uma segunda parte simula o controle do sistema simpático por realimentação negativa. A partir do Método dos Mínimos Quadrados (MMQ), os parâmetros do modelo foram calculados e a conclusão foi que a estabilização da FC, devido prioritariamente aos componentes simpáticos, demora cerca de dez vezes mais, quando comparada ao sistema parassimpático. Além disso, o nível de condicionamento físico dos indivíduos foi avaliado e percebeu-se que quanto maiores tais níveis fossem, menos tempo a FC levaria para se estabilizar e menor seria a sua variação em resposta ao aumento de intensidade.

No âmbito do exercício com carga constante, CHENG *et al*. (2007) e STIRLING *et al* (2008) utilizaram modelos complexos e não lineares durante o período de exercício e pós exercício. O primeiro modelo foi aplicado ao protocolo de baixa intensidade (velocidades equivalentes a 5 km/h, 6 km/h e 7 km/h, uma para cada dia de teste) e duração mais longa (15 min de caminhada e 20 min de recuperação), com respostas referentes à ação neural (tanto simpática quanto parassimpática) e à ação local. Um segundo modelo, aplicado a um protocolo de alta intensidade e curto período de exercício e recuperação, teve como principal vantagem a determinação de parâmetros medidores do condicionamento físico e saúde cardiovascular do indivíduo.

Além dos estudos supracitados, inúmeros outros modelaram matematicamente a FC durante o exercício e pós-exercício, cada qual com o modelo que melhor fornecesse informações requeridas por seus autores. No entanto, é nítido o interesse de cunho fisiológico pela maioria dos modelos, resultando em sistemas ricos em carga informativa, porém extremamente complexos e de difícil aplicabilidade em áreas correlatas, como por exemplo, no controle da FC (SU *et al.*, 2007).

Tratando de sistemas de controle da resposta cronotrópica cardíaca, SU *et al.* (2007) constataram em seu estudo que um controlador desenvolvido a partir de um modelo linear de primeira ordem com compensador não linear obteve melhor performance do que um controlador tradicional, para ajustar a FC durante a caminhada em esteira ergométrica. Ou seja, há a presença de componentes não lineares na resposta da FC ao exercício, mesmo que em intensidade baixa a moderada, e isso foi comprovado pelo fato das constantes de tempo e ganhos de estado estacionário serem dependentes da intensidade que o exercício se encontrava, e não apenas do degrau de carga aplicado (SU *et al.*, 2007; SU *et al.*, 2010).

Entretanto, a falta de conhecimento acerca da não linearidade da FC frente ao exercício em intensidade baixa a moderada dificulta o desenvolvimento de sistemas de controle da FC capazes de beneficiar pessoas que precisam se exercitar, porém sem que a FC ultrapasse determinado valor de segurança, como acontece com os cardiopatas. Os estudos encontrados até o momento que descrevem esse comportamento em exercício de baixa a moderada intensidade utilizam poucos voluntários ou apenas um (SU *et al.*, 2007; CHENG *et al.*, 2007; CHENG *et al.*, 2008; SU *et al.*, 2010; SCALZI *et al.*, 2012), não fornecendo o suporte necessário para o desenvolvimento de controladores confiáveis para manter a resposta cronotrópica cardíaca dentro da faixa requerida.

## **1.1. Objetivo Geral**

O presente estudo tem por objetivo modelar as variações dos IRR em resposta a degraus de velocidade durante a caminhada, por meio de um modelo exponencial de primeira ordem, a fim de favorecer futuros trabalhos relacionados ao desenvolvimento de controladores desta variável.

## **1.2. Objetivos Específicos**

- Ajustar os parâmetros de uma equação exponencial de primeira ordem para cada degrau de velocidade aplicado;
- Descrever a dinâmica dos IRR frente ao aumento e declínio da velocidade, dentro de um contexto de exercício moderado;
- Descrever a dinâmica dos IRR durante a recuperação pós exercício;
- Correlacionar o consumo máximo de oxigênio estimado aos parâmetros das equações.



O tecido cardíaco (miocárdio) é constituído por dois principais tipos de células. Um desses tipos são as células contráteis, que apesar de possuírem estrutura diferente das células musculares esqueléticas, são as responsáveis pela produção de força e pressão a partir da contração, formando a maior parte dos tecidos atriais e ventriculares. O outro tipo é constituído pelas células especializadas excitatórias e condutoras, que possuem poucas fibras contráteis, sendo a geração e a propagação dos potenciais de ação seu ponto forte (GUYTON e HALL, 1997).

As fibras excitatórias compreendem os tecidos do nodo sinoatrial (NSA), o nodo atrioventricular (NAV), o feixe de His, e as fibras de Purkinje. Em condições normais, o NSA é o responsável por gerar o potencial de ação (PA), que se propaga para todo o coração pelas células excitatórias citadas acima e vistas na Figura 2. Sendo assim, pode-se dizer que o NSA controla o batimento cardíaco, sendo considerado o marca-passo do coração normal (GUYTON e HALL, 1997).

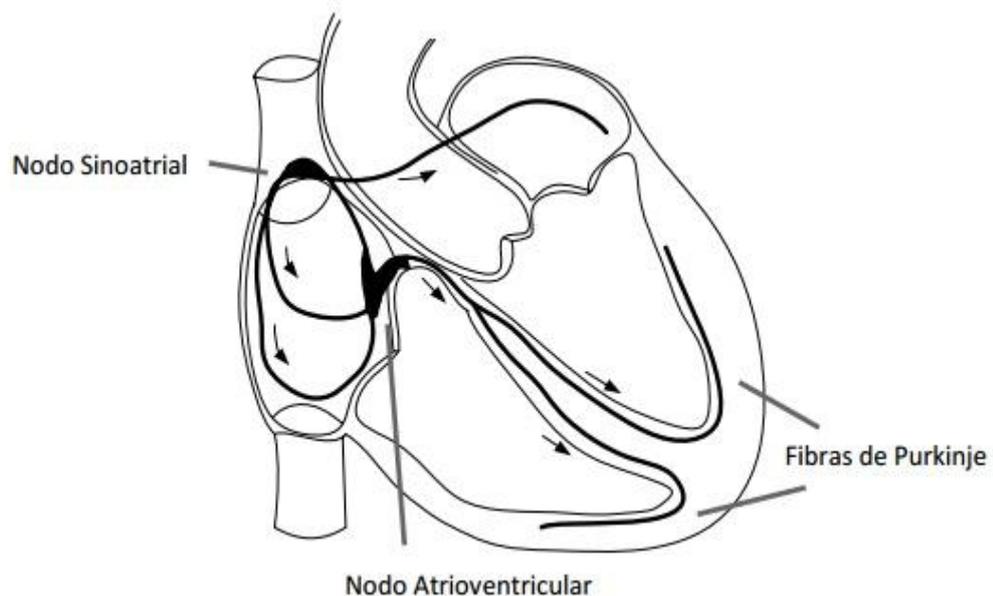


Figura 2: Representação do Sistema excitatório cardíaco. O estímulo é iniciado pelo nodo sinoatrial, passando pelo nodo atrioventricular, para que alcance as fibras de Purkinje.

Uma forma não invasiva de análise da atividade elétrica do coração é por meio do eletrocardiograma (ECG). O ECG consiste no registro das variações dos potenciais elétricos cardíacos, permitindo desta forma, a identificação de ondas características de cada batimento cardíaco: a onda P, o complexo QRS e a onda T (Figura 3). A onda P é formada quando acontece a despolarização atrial, o complexo QRS quando ocorre despolarização ventricular, e a onda T quando há a repolarização ventricular, ou seja, a recuperação (KINGSLEY *et al.*, 2005).

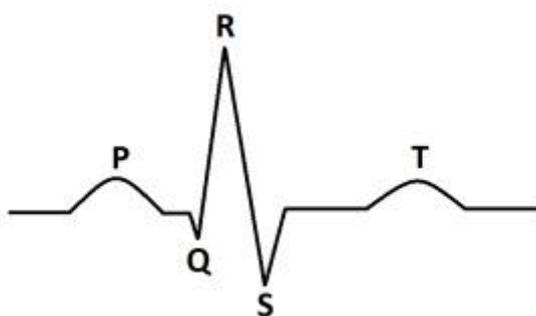


Figura 3: Ilustração do Eletrocardiograma normal: ondas P, T, e o complexo QRS.

A cada despolarização ventricular há a ejeção de sangue para a circulação sistêmica. Logo, uma maneira de demarcar o acontecimento de um batimento cardíaco é o instante de tempo que ocorreu o pico da onda R. Deste modo, a FC, cuja unidade de medida é batimentos por minuto (bpm), pode ser calculada dividindo-se 60 pelo intervalo (em segundos) entre ondas R consecutivas (KINGSLEY *et al.*, 2005).

A regulação intrínseca da FC ocorre por meio das células excitatórias do coração. Somente com seu ritmo próprio, sem intervenções de reguladores externos, o coração bate continuamente a 100 bpm, aproximadamente. (MCARDLE *et al.*, 2011).

### **2.1.1. Controle da Frequência Cardíaca pelo Sistema Nervoso Autônomo**

Apesar do coração ser auto excitável, sua função é continuamente ajustada às necessidades homeostáticas do organismo. Isto acontece graças ao controle extrínseco, realizado pelo Sistema Nervoso Autônomo (SNA) e seu conjunto de nervos simpáticos e parassimpáticos (GUYTON e HALL, 1997).

No coração, os nervos parassimpáticos (vago direito e esquerdo), que têm origem no centro vasomotor (localizado parte no bulbo e parte na ponte), distribuem-se próximo ao NSA e NAV, sobrando uma pequena parcela desta inervação para os ventrículos. Nestes, está presente grande parte dos nervos simpáticos, oriundos da medula espinhal (GUYTON e HALL, 1997).

A estimulação dos nervos parassimpáticos no coração provoca a liberação de acetilcolina nas terminações nervosas, que ao ativar os receptores muscarínicos no NSA aumenta a permeabilidade da membrana aos íons potássio. Isto resulta em um potencial intracelular de repouso mais negativo, reduzindo assim, a taxa de despolarização diastólica. Conseqüentemente, a FC diminui. Como a distribuição dos nervos vagos é maior nos átrios do que nos ventrículos, a FC sofre mais os efeitos da estimulação vagal do que a força de contração ventricular. Um estímulo parassimpático excessivamente intenso pode causar um bloqueio atrioventricular, e o coração pode parar de bater por alguns segundos, até que células automáticas do feixe de His ou das fibras de Purkinje se adaptem à situação encontrada e produzam seu próprio PA, atingindo FC entre 20 e 40 bpm, enquanto o efeito parassimpático durar. Este fenômeno é chamado de *escape ventricular* (GUYTON e HALL, 1997; AIRES, 1999).

A estimulação dos nervos simpáticos no coração provoca efeitos contrários ao da estimulação parassimpática. O neurotransmissor noradrenalina é liberado das

terminações nervosas simpáticas, ativando o receptor  $\beta$  adrenérgico. Com isto, há o aumento da permeabilidade da membrana aos íons sódio e cálcio, resultando em aumento da taxa de despolarização diastólica, com consequente aumento da FC. A estimulação simpática máxima pode triplicar a FC (GUYTON e HALL, 1997; AIRES, 1999). A adrenalina liberada na corrente sanguínea pela medula adrenal tem efeito similar, porém sua concentração junto aos receptores  $\beta$  é muito menor.

O efeito do estímulo parassimpático na célula cardíaca acontece de forma mais rápida do que o estímulo simpático. Isto ocorre porque a acetilcolina abre os canais de potássio rapidamente, não havendo segundo mensageiro participando do processo, e porque o nervo vago atua diretamente no coração, sem sinapses intermediárias. Além disso, a acetilcolinesterase (enzima que degrada a acetilcolina) está presente em grandes porções na célula cardíaca, o que promove o rápido enfraquecimento do estímulo citado. Isto resulta em respostas do sistema parassimpático logo no batimento seguinte ao estímulo, caracterizando um controle da ritmicidade cardíaca batimento a batimento. Por sua vez, o efeito do estímulo simpático demora em torno de 5 s para ser concretizado, devido à liberação mais lenta de noradrenalina pelas terminações nervosas, e à participação de segundo mensageiro no processo de abertura de seus canais. Além disso, a ação simpática depende de sinapses nos gânglios paravertebrais. Quanto ao enfraquecimento do estímulo adrenérgico, este acontece de modo mais lento, pois a noradrenalina precisa ser recapturada para dentro das terminações nervosas ou removida pelo sangue (AIRES, 1999).

## **2.2. Exercício Físico**

De acordo com o American College of Sports Medicine (ACSM, 2014), a atividade física é definida como movimentos corporais oriundos da contração dos músculos esqueléticos que elevem o gasto calórico corporal. Por sua vez, o exercício físico é caracterizado como um tipo de atividade física cujos movimentos são

planejados, estruturados e repetitivos, com intuito de melhorar e/ou manter um ou mais componentes da aptidão física. A classificação da intensidade do exercício físico, de acordo com a FC pode ser encontrada na Tabela 1.

Tabela 1: Classificação da Intensidade do Exercício Físico de acordo com o ACSM (2014)

<b>Intensidade</b>	<b>% da FC<sub>max</sub> (bpm)</b>
Muito Leve	< 50
Leve	50 a 64
Moderada	64 a 77
Vigorosa (forte)	77 a 94
Vigorosa (muito forte)	94 a 100
Máxima	100

### **2.2.1. Regulação da frequência cardíaca durante o exercício**

Como o VS máximo é atingido em torno de 40% do  $\dot{V}O_{2max}$ , a FC torna-se a principal responsável pelo aumento do DC a partir dessa intensidade de esforço (ASTRAND *et al.*, 2006). Quanto maior for a intensidade do exercício aplicada, mais intensa será a resposta da FC. Por outro lado, para essa mesma situação, quando o exercício é cessado a FC tende a permanecer alguns segundos com valores elevados, antes de sua queda brusca (LINNARSSON, 1974).

A regulação da FC durante o exercício acontece por meio de fatores centrais e locais, e está intimamente relacionada com a intensidade e duração do exercício (ROWELL, 1993; MCARDLE *et al.*, 2011). Em relação à intensidade do exercício, ROWELL (1993) e HUGHSON (2003), observaram em seu estudo que o aumento da FC durante exercícios de baixa intensidade é principalmente devido à remoção da atuação vagal, enquanto que para exercícios de alta intensidade, é promovido primordialmente pela ativação simpática. Isto ocorre porque mesmo com a remoção

total do estímulo parassimpático, sem o estímulo simpático a FC não teria como aumentar além da frequência natural do nodo sinoatrial, de aproximadamente 100 bpm (HUGHSON, 2003).

### Comando Central

O comando central consiste em impulsos neurais do córtex motor que irradiam para neurônios autônomos no tronco cerebral, levando à inibição parassimpática e à ativação simpática (NOBREGA, 2014). Estudos recentes sugerem que aferências periféricas regulam a ativação do comando central e que sua operação seria relacionada ao mecanismo da percepção de esforço. No entanto, independente da origem do comando e sua operação, é importante enfatizar os efeitos que sua ativação ocasiona (WILLIAMSON *et al.*, 1995; NOBREGA, 2014). Tendo isto em vista, pode-se afirmar que durante o exercício, o comando central é o principal regulador da FC, com grandes efeitos durante o curto período de tempo imediatamente antes do início da atividade e ao longo da fase inicial da mesma (MCARDLE *et al.*, 2011).

### Controle Local

Os grupos III e IV das fibras musculares aferentes são sensíveis a estímulos mecânicos (comprimento e tensão do músculo, compressão dos tecidos, deformação devido a contrações) e metabólicos (acúmulo de  $K^+$ ,  $H^+$ ,  $PO_4^{3-}$ , adenosina, ácido láctico, etc.), e enviam informações para o centro de controle cardiovascular do cérebro (KAUFMAN, 1983; COOTE, 1971). Durante a continuidade do exercício, os metabólitos acumulados estimulam os quimiorreceptores musculares, e causam hiperemia e vasodilatação nos músculos ativos, contribuindo para o aumento da perfusão sanguínea nos seus capilares.

Um fenômeno que tem ação direta na resposta da FC ao exercício com duração acima de 10 min e de intensidade moderada (50% - 75% do  $\dot{V}O_{2max}$ ) é o *drift*

cardíaco, caracterizado pelo aumento da FC devido à diminuição do VS, com intuito de manter o DC. Isso acontece porque o volume sanguíneo cutâneo é aumentado progressivamente com a elevação da temperatura corporal, ocasionando no aumento do volume venoso cutâneo e conseqüente diminuição da pressão de enchimento ventricular. Com isso, o volume de sangue no ventrículo ao final da diástole é menor; logo, o VS também será menor (COYLE e GONZÁLES-ALONSO, 2001).

### **2.2.2. Relação entre a Frequência Cardíaca e o $\dot{V}O_2$ durante o exercício**

De um ponto de vista matemático, pode-se definir o  $\dot{V}O_2$  como:

$$\dot{V}O_2 = FC \cdot VS \cdot (a - v)O_2 \quad (1)$$

sendo:  $(a - v)O_2$  = diferença de  $O_2$  presente nas artérias e nas veias, ou seja, a quantidade de  $O_2$  captada pelos tecidos; VS = volume sistólico, que corresponde ao volume de sangue que o coração ejeta a cada batimento (STIRLING *et al.*, 2008).

Durante o exercício, o  $\dot{V}O_2$  aumenta à medida que a intensidade evolui, uma vez que todos seus fatores multiplicativos também aumentam, porém não de modo linear durante todo o tempo, posto que há um limite para todos eles (STIRLING *et al.*, 2008). O  $\dot{V}O_{2\max}$  é definido como o ponto em que o  $\dot{V}O_2$  alcança um platô, o qual é mantido apesar de novos incrementos da carga de trabalho. Esta variável é considerada o índice mais confiável de condicionamento cardiovascular (MCARDLE *et al.*, 2010).

A relação entre o  $\dot{V}O_2$  e a FC, que é obviamente indiscutível em uma ótica aguda, pode ser expandida para perspectivas crônicas, devido às adaptações proporcionadas pelo exercício físico. Para suportar esta hipótese, TULPPO *et al.* (1998) mostraram que a FC de repouso e a FC durante o exercício submáximo de sujeitos com bom nível de condicionamento físico ( $\dot{V}O_{2\max}$  entre 46 e 60 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>)

eram menores do que aquelas apresentadas pelo grupo com pior condicionamento ( $\dot{V}O_{2max}$  entre 28 e 37 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>).

### 2.3. Modelagem Matemática e Modelos de Regressão

Em sistemas cujas variáveis mudam de valor ao longo do processo de análise, é interessante examinar se há relação de causa e efeito entre as mesmas, ou seja, verificar se a mudança de valor de determinada variável irá causar efeito na outra. Na maioria dos sistemas físicos, químicos e biológicos esta relação existe, e como normalmente é complexa, tais variáveis são relacionadas de forma simples por meio de funções matemáticas, capazes de exprimir valiosas informações sobre o comportamento das mesmas, tanto de forma separada quanto conjunta. Nos casos em que não há relação física, química ou biológica que faça sentido entre as variáveis, expressá-las por meio de modelos com equações matemáticas pode ser de grande valia para a predição/simulação de valores de determinada variável a partir do conhecimento de outras (DRAPER e SMITH, 1998).

Partindo para uma abordagem mais matemática, uma equação que relaciona o resultado ou variável aleatória Y, como uma função de uma variável não aleatória X, e um ou mais parâmetros, é chamada de Modelo de Regressão, como pode ser visto, de forma genérica, na Eq.(2):

$$Y = \text{Função do modelo} + \text{erro} \quad (2)$$

Tais modelos podem ser *empíricos*, quando apenas descrevem o comportamento dos dados, sem nenhuma pretensão de explicar fenômenos, ou podem ser *mecanicistas*, cujo propósito é fornecer informações sobre processos físicos, químicos ou biológicos. O termo “regressão” é utilizado para qualquer análise que relacione duas ou mais variáveis (MOTULSKY e CHRISTOPOULOS, 2004). É possível distinguir dois principais tipos de variáveis presentes em um modelo de

regressão. As variáveis preditoras, também conhecidas como independentes ou variáveis X, são as que podem ser escolhidas (p/ex: velocidade da esteira ergométrica em determinado protocolo de caminhada) ou observadas, mas não controladas (p/ex: temperatura ao ar livre). Por sua vez, as variáveis respostas, também denominadas de dependentes ou variáveis Y, são aquelas que expressam o efeito que as preditoras provocam, assim como as mudanças que acontecem nessas variáveis ao longo do processo, seja de cunho proposital ou não (p/ex: nível de cansaço de uma pessoa ao realizar determinado protocolo de caminhada com variação de velocidade em esteira ergométrica; nível de cansaço de uma pessoa ao manter uma caminhada constante ao ar livre, com variação de temperatura) (DRAPER e SMITH, 1998).

A função do modelo é definida a priori, e nela estarão incluídas as variáveis preditoras e os parâmetros a serem estimados pelo conjunto de dados. Se a função escolhida do modelo for linear de primeira ordem, a saída será representada por uma reta:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X + \text{erro} \quad (3)$$

onde  $\beta_0$  e  $\beta_1$  são os parâmetros do modelo.

Por outro lado, se a função do modelo não for linear, esta poderá ser do tipo  $e^{\theta_1 + \theta_2 t}$ , representado por uma curva exponencial, onde  $\theta_1$  e  $\theta_2$  são os parâmetros do modelo e  $t$  é a variável preditora. O modelo será então expresso da seguinte forma:

$$Y = e^{\theta_1 + \theta_2 t} + \text{erro} \quad (4)$$

Há na literatura diversos métodos capazes de estimar os parâmetros de equações de predição, tanto para modelos lineares quanto para não lineares. Entretanto, o MMQ é o mais utilizado, pois além de ser matematicamente simples, é o que proporciona melhores estimativas, se determinados critérios relacionados a população e a amostra forem satisfeitos.

### 2.3.1. Método dos Mínimos Quadrados para Ajuste Linear

Dado um conjunto de observações  $(X_1, Y_1), (X_2, Y_2), \dots, (X_n, Y_n)$ , o MMQ busca minimizar o quadrado do erro entre os pontos observados e os pontos estimados.

Para o ajuste de parâmetros de um modelo linear:

$$S = \sum_{i=1}^n \epsilon_i^2 = \sum_{i=1}^n (Y_i - \beta_0 - \beta_1 X_i)^2 \quad (5)$$

onde  $S$  é o somatório do resíduo ao quadrado, ou seja, o somatório das distâncias verticais entre os pontos experimentais e a reta de regressão, ao quadrado. Para que  $S$  seja o menor possível, deve-se encontrar os valores de  $\beta_0$  e  $\beta_1$  que minimizam a função  $S$ , igualando-se as derivadas parciais a zero:

$$\frac{\partial S}{\partial \beta_0} = 0, \quad \frac{\partial S}{\partial \beta_1} = 0 \quad (6)$$

As derivadas parciais do somatório dos resíduos ao quadrado produzem o seguinte resultado:

$$\begin{aligned} \frac{\partial S}{\partial \beta_0} &= -2 \sum_{i=1}^n (Y_i - \beta_0 - \beta_1 X_i) \\ \frac{\partial S}{\partial \beta_1} &= -2 \sum_{i=1}^n X_i (Y_i - \beta_0 - \beta_1 X_i) \end{aligned} \quad (7)$$

Igualando as equações a zero:

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^n (Y_i - \beta_0 - \beta_1 X_i) &= 0 \\ \sum_{i=1}^n X_i (Y_i - \beta_0 - \beta_1 X_i) &= 0 \end{aligned} \quad (8)$$

Reorganizando as equações:

$$\beta_0 n + \beta_1 \sum_{i=1}^n X_i = \sum_{i=1}^n Y_i$$

$$\beta_0 \sum_{i=1}^n X_i + \beta_1 \sum_{i=1}^n X_i^2 = \sum_{i=1}^n X_i Y_i \quad (9)$$

A solução da Eq.(9) para  $\beta_1$  (a inclinação da reta ajustada):

$$\beta_1 = \frac{\sum X_i Y_i - [(\sum X_i)(\sum Y_i)]/n}{\sum X_i^2 - (\sum X_i)^2/n} \quad (10)$$

ou envolvendo o ajuste de cada  $X_i$  e  $Y_i$  para  $(X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})$ , o que evita o erro de arredondamento e proporciona respostas mais precisas, além de ser a forma em que a maioria dos programas de regressão são escritos:

$$\beta_1 = \frac{\sum(X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sum(X_i - \bar{X})^2} \quad (11)$$

Para encontrar  $\beta_0$ , correspondente ao valor de  $Y$  em  $X = 0$ , deve-se substituir a Eq. (11) ou a Eq. (10) na Eq. (3).

### 2.3.2. Método dos Mínimos Quadrados para Ajuste Não Linear

Há situações físicas em que a utilização do modelo linear não é satisfatória. Por exemplo, quando a informação desejada depende do estado atual do sistema, que é relação da resposta instantânea e as variáveis preditoras. Ou seja, é necessário observar tais respostas, ou calcular séries de derivadas, para se obter a informação desejada. Nesses casos, torna-se vantajoso optar pelo ajuste não linear, ao invés de utilizar um modelo linear, cujas respostas não irão expressar, fidedignamente, a realidade (DRAPER e SMITH, 1998).

Um modelo que não seja da forma vista na Eq. (3), será denominado de não linear. A regressão não linear é mais complexa do que a regressão linear, pois é realizada de forma iterativa, necessitando de valores iniciais para que o melhor ajuste dos parâmetros seja calculado. Independente do método a ser utilizado para minimizar o erro entre os pontos medidos e o estimado, há alguns passos que devem ser seguidos sempre que a regressão não linear for empregada:

1. Introdução de valores iniciais para cada parâmetro da equação;
2. Formação da curva a partir dos valores iniciais;
3. Cálculo da soma dos quadrados das distâncias verticais entre os pontos observados e a curva estimada;
4. Ajuste dos parâmetros, quantas vezes forem necessárias, para que a curva obtenha a melhor aproximação dos dados originais;
5. Cessar o cálculo dos parâmetros quando o erro dado pela soma dos quadrados deixar de decrescer, ou chegar a um valor satisfatório.

A precisão dos valores encontrados dependerá tanto dos valores iniciais escolhidos no passo 1, quanto do critério de parada do passo 5. Os valores iniciais são estimativas para os parâmetros da equação, constituindo um ponto de partida para o método escolhido de otimização buscar o melhor valor, que de fato minimize a soma do erro quadrático (MOTULSKY e CHRISTOPOULOS, 2004).

### **2.3.3. Método Nelder Mead Simplex**

No campo da otimização não linear sem restrições, o método Nelder Mead Simplex é um dos mais utilizados desde a sua publicação em 1965, principalmente nas áreas de engenharia química, química e medicina. Tal método procura a minimização de funções não lineares de  $n$  variáveis, manipulando apenas os valores da própria função, sem qualquer informação derivativa, o que o classifica como um método de busca direta. A primeira iteração tem início com um simplex (poliedro especial) de  $n$  dimensões e  $n + 1$  vértices, sendo  $n$  o número de parâmetros (ou pontos) e  $n + 1$  o conjunto de valores iniciais. A iteração termina com a formação de um novo simplex, decorrente do enquadramento do resultado das funções em condições de minimização pré-estabelecidas, e assim sucessivamente, até que o mínimo da equação seja encontrado e o algoritmo seja cessado (LAGARIAS *et al*, 1998).

Tratando-se especificamente do algoritmo de NELDER e MEAD (1965), primeiramente calcula-se  $y_i$ , que é uma função não linear, por meio do parâmetro  $P_i$ . A distancia entre  $P_i$  e o ponto seguinte,  $P_j$ , é escrita como  $[P_i P_j]$ . A partir daí, o algoritmo se inicia com a determinação dos valores extremos da função, e em sequencia, segue determinados passos, como pode ser visto a seguir (NELDER e MEAD, 1965):

1. Cálculo das funções  $y_{max} = \text{maximo}(y_i)$  e  $y_{min} = \text{minimo}(y_i)$  para os valores extremos de  $P_i$ ,  $P_{min}$  e  $P_{max}$ , respectivamente. O valor médio de  $P_i$  ( $\bar{P}$ ) também é determinado nesse passo, e denominado de centroide dos pontos, com  $i \neq max$ .

De modo geral, em cada etapa do algoritmo,  $P_{max}$  é substituído por um novo valor, até que o mínimo da função seja alcançado, por meio de operações de reflexão, expansão ou contração.

2. *Reflexão* de  $P_{max}$  a  $P_r$ :

$$P_r = (1 + \alpha)\bar{P} - \alpha P_{max} \quad (12)$$

com  $\alpha (>0)$  como o coeficiente da reflexão, expresso por  $[P_r \bar{P}]/[P_{max} \bar{P}]$ .

3. Cálculo do  $y_r$ .
4. Se  $y_{min} < y_r < y_{max}$ ,  $P_{max}$  é substituído por  $P_r$ , e o algoritmo recomeça com o novo simplex.
5. Se  $y_r < y_{min}$ , ou seja, se um novo mínimo tiver sido alcançado,  $P_r$  sofrerá o processo de *expansão* para  $P_e$ , de acordo com a seguinte equação:

$$P_e = \gamma P_r + (1 - \gamma)\bar{P} \quad (13)$$

com  $\gamma (>1)$  como coeficiente de expansão, expresso por  $[P_e \bar{P}]/[P_r \bar{P}]$ .

6. Se  $y_e < y_{min}$ ,  $P_{max}$  é substituído por  $P_e$  e o algoritmo é reiniciado.

7. Se  $y_e > y_{min}$ , significa que a expansão falhou, logo,  $P_{max}$  é substituído por  $P_r$  e o algoritmo recomeça.
8. Se  $y_r > y_{max}$ , a *contração* é realizada:

$$P_c = \beta P_{max} + (1 - \beta)\bar{P} \quad (14)$$

com  $0 < \beta < 1$  como coeficiente de contração, expresso por  $[P_c\bar{P}]/[P\bar{P}]$ .

9. Se  $y_c < y_{max}$ ,  $P_{max}$  é substituído por  $P_c$
10. Se  $y_c > y_{max}$ , todos os  $P_i$ 's são substituídos por  $(P_i + P_{min})/2$
11. Calcular o erro padrão dos  $y$ 's, na forma  $\sqrt{\{\sum(y_i - \bar{y})^2/n\}}$
12. Se, erro padrão  $<$  valor pré-definido, o mínimo da função foi encontrado, o algoritmo é cessado
13. Se, erro padrão  $>$  valor pré-definido, o mínimo da função não foi encontrado, algoritmo retorna para o passo 1.

Dentre os algoritmos de busca direta, o método Nelder-Mead Simplex mostra-se parcimonioso em termos de processamento, pois na prática normalmente necessita de uma a duas avaliações de funções para cada iteração (LAGARIAS *et al*, 1998). De maneira geral, pode-se dizer que a vantagem em utilizar esse método é o alcance de boas soluções em situações complexas (MOTULSKY e CHRISTOPOULOS, 2004). Por exemplo, tal método é útil nos casos em que a aplicação de outros métodos seria demorada e de alto custo, uma vez que o mesmo alcança o resultado final com menos avaliações por iteração. Além disso, o método em questão possui passos de fácil explicação e programação (LAGARIAS *et al*, 1998).

# CAPÍTULO 3

## Revisão de Literatura

### 3.1. Modelagem matemática da frequência cardíaca durante o exercício

Os trabalhos de BRODAN *et al.* (1971) e HAJEK e BRODAN (1980) estão entre os primeiros estudos com foco na modelagem matemática da FC durante o exercício físico. Este último, por sua vez, propôs uma versão mais simples e funcional do modelo original utilizado por seu antecessor, com a investigação do comportamento da FC frente ao exercício realizado em cicloergômetro, com duração de 4 min, e aumento contínuo da carga, de 0 a 196,2 W (intensidade considerada como moderada pelos autores). Escolheu-se, então, um modelo exponencial invariante no tempo para ajustar a resposta da FC, constituído por duas partes (Figura 4): A primeira, que representa a inibição vagal, é compreendida por um sistema de primeira ordem com ganho  $K_1$ , constante de tempo  $T_1$ , e entrada  $u_1$  equivalente a 1, quando a carga  $u_2$  for maior que 0, ou equivalente a 0, quando nenhuma carga for aplicada. A segunda parte do modelo, que simula o complexo controle do sistema simpático durante a aplicação da carga ( $u_2$ ), é um feedback com ganho  $1/T_i$ .  $y$  é a saída do sistema, equivalente à FC, obtida a partir da soma das variáveis  $x_1$  e  $x_2$ , que são os incrementos de FC derivados da inibição vagal e do sistema simpático, respectivamente.  $K_{ref}$  é o incremento de FC relativo à carga de 1 W.

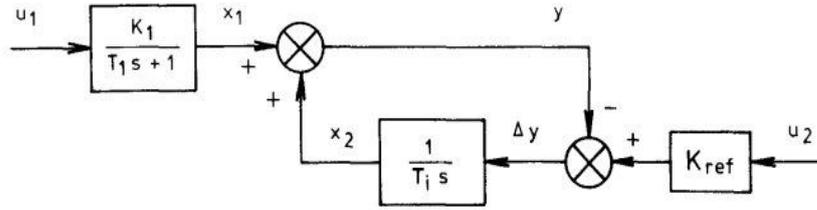


Figura 4. Diagrama de blocos do modelo de FC proposto por HAJEK *et al.* (1980).

Os parâmetros  $T_1(s)$ ,  $T_i(s)$ ,  $K_1(s^{-1})$  e  $K_{ref}(s^{-1}W^{-1})$  foram calculados por meio do método de mínimos quadrados, e apresentaram os seguintes resultados de média e desvio padrão, para um grupo de 15 voluntários jovens, saudáveis e sedentários:  $K_1 = 0,332 \pm 0,136$ ;  $K_{ref} = 0,0110 \pm 0,004$ ;  $T_1 = 10,3 \pm 3,1$ ;  $T_i = 155 \pm 69$ . Tais resultados evidenciam que a estabilização da FC devida prioritariamente aos componentes simpáticos tem duração em torno de dez vezes maior do que em relação aos componentes parassimpáticos. Além disso, foi realizado o *Harward step-test* (JOHNSON, 1943) para avaliar o nível de condicionamento físico dos sujeitos, cujos resultados, expressos como índice de *fitness* ( $I_H$ ), foram correlacionados com os parâmetros vistos anteriormente. A partir disto, concluiu-se que tanto o  $K_{ref}$  quanto o  $T_i$  e  $T_1$  são maiores em sujeitos com  $I_H$  mais baixos, indicando que quanto maior o condicionamento físico do indivíduo, menor o tempo de estabilização da FC e menor a sua variação frente ao aumento de intensidade.

Com uma abordagem diferente, e um modelo mais complexo, STIRLING *et al.* (2008) descreveram a cinética da FC frente ao exercício submáximo constante como um sistema dinâmico, pelo qual a taxa de variação da FC é uma função da FC atual, da intensidade do exercício e do tempo, logo:

$$\frac{d}{dt} FC = f(v, t) \quad (15)$$

onde a intensidade do exercício é dada pela velocidade de corrida  $v$ , e  $t$  corresponde ao tempo. Sendo assim, foram propostas as seguintes equações diferenciais:

$$\frac{d}{dt}FC(v, t) = A[FC(v, t) - FC_{min}]^B[FC_{max} - FC(v, t)]^C[D(v, t) - FC(v, t)]^E \quad (16)$$

$$\frac{d}{dt}v = I(t) \quad (17)$$

sendo  $FC_{min}$  = FC de repouso;  $FC_{max}$  = FC máxima; A, B, C, e E = constantes positivas do modelo, que controlam a forma da curva;  $I(t)$  = taxa de mudança de velocidade;  $D(v, t)$  = demanda de FC para determinada intensidade. Atentando-se para a lógica do modelo, é razoável afirmar que se a FC extrapolar qualquer um de seus limites fisiológicos ( $FC(v, t) < FC_{min}$ ,  $FC(v, t) > FC_{max}$ ), ou se  $FC(v, t) = D(v, t)$ , a  $\frac{d}{dt}FC(v, t) \rightarrow 0$ . Em relação ao protocolo de exercício, foram aplicados cinco períodos de corrida em pista com 1600 m cada, e velocidades constantes (13,4 km/h; 14,4 km/h; 15,7 km/h; 17 km/h; 17,9 km/h, respectivamente), com intervalos de 10 min entre eles, no qual o sujeito permanecia em repouso. Em relação aos resultados da otimização, foram encontrados valores de  $D(v)$ (bpm/min) crescentes de acordo com o aumento da velocidade em cada período, tanto na fase de exercício quanto na recuperação pós-exercício. Durante o período de esforço, tais resultados foram idênticos às respostas assintóticas da FC, como era esperado. Porém, em situações de recuperação a partir de intensidades mais elevadas (4º e 5º período),  $D(v)$  atuou também como uma função do tempo ( $D(v, t)$ ), o que não aconteceu para intensidades inferiores, cujos valores se aproximaram de constantes, uma vez que  $I(t) = 0$ . Logo, o sistema apresentou comportamento não linear em intensidade elevada, mesmo em um curto período de exercício. Tratando-se dos parâmetros A, B e C, pode-se dizer que estes representaram a grande vantagem do modelo, pois foram capazes de atuar como medidores do condicionamento físico e saúde cardiovascular do indivíduo, não variando com a mudança de velocidade, mas sim como efeito de adaptações ao treinamento físico. O parâmetro A indicou a magnitude da taxa de variação da

$FC(v, t)$ , o parâmetro B representou a velocidade com que a  $FC(v, t)$  se afastou ou se aproximou da  $FC_{min}$ , e o C representou o mesmo para a  $FC_{max}$ . Ao parâmetro E foi estabelecido o valor de 1, previamente à realização do ajuste.

Seguindo com os protocolos de carga constante, porém de menor intensidade, CHENG *et al.* (2007) utilizaram um modelo não linear para descrever a FC durante a caminhada de 15 min em esteira ergométrica, com velocidades correspondentes a 5 km/h, 6 km/h, 7 km/h, e 20 min de recuperação pós-exercício, divididos em três dias de testes. O modelo foi apresentado da seguinte forma:

$$\begin{aligned}\dot{x}_1(t) &= a_1 x_1(t) + x_2(t) + g(u(t)) \\ \dot{x}_2(t) &= -a_4(x_2(t) - \tanh(x_2(t))) + a_5 x_1(t) \\ y(t) &= x_1(t)\end{aligned}\tag{18}$$

onde:

$$g(u(t)) := \frac{a_2 u^2}{1 + \exp(-u(t) + a_3)}, \quad u(t) := \begin{cases} v p / t \leq t_s \\ 0 p / t > t_s \end{cases}$$

$$x(0) = [x_1(0) x_2(0)]^T = 0\tag{19}$$

$$FC(t) = FC(t) - FC(t)_{\text{repouso}}$$

sendo,  $t_s$  o momento em que o voluntário parou de realizar o exercício;  $v$  a velocidade da esteira.

Como pode ser observado, o sistema (18) age como um sistema de *feedback* interconectado, em que o componente  $x_1(t)$  é interpretado como a variação da FC ( $\Delta bpm$ ) devido às respostas neurais (tanto simpática quanto parassimpática) ao exercício, e o componente  $x_2(t)$ , que é uma função não linear de  $x_1(t)$ , atua como um *feedback*, descrevendo o aumento da FC devido a efeitos de ação local. O termo não

linear ( $x_2(t) - \tanh(x_2(t))$ ) modelou a lenta recuperação da FC durante o pós-exercício. A função  $g(u)$  explica o aumento não linear da FC em resposta ao aumento da velocidade de caminhada. A partir do método de Levenberg-Marquardt, estimou-se os parâmetros do sistema (18) dos cinco sujeitos testados, cujos resultados foram considerados compatíveis com os dados experimentais, o que torna este modelo apto a descrever a resposta da FC, em relação a aspectos neurais e locais, durante exercício de caminhada em esteira ergométrica e a recuperação pós-exercício. A limitação desse modelo, em relação à resposta fisiológica, é o fato do mesmo não ser capaz de descrever os efeitos ocorridos entre a retirada vagal e a ativação simpática.

Tendo em vista que os modelos de FC propostos até então foram desenvolvidos a partir de protocolos submáximos com carga constante ou progressiva, LE *et al.* (2009) propuseram um modelo não linear da FC em resposta a flutuações de intensidade, baseado no limiar de lactato sanguíneo de cada indivíduo, até que o esforço máximo fosse alcançado. Sendo assim, foram realizados dois testes: em um deles os ciclistas pedalarão por 2 min a 60% da potência alcançada no limiar ( $P_{\text{limiar}}$ ), intercalado com 3 min a 110% de  $P_{\text{limiar}}$  até a exaustão, mantendo uma cadência confortável e estável. O segundo teste era similar ao primeiro, porém a potência mais alta era a  $P_{\text{limiar}}$ .

As equações 20 a 27 foram utilizadas:

$$FC(k) = FC_s + \Delta FC(k) \quad (20)$$

onde  $k$  foi considerado a etapa de transição do protocolo;  $FC(k)$  o valor da FC em bpm;  $FC_s$  o valor da FC antes do exercício;  $\Delta FC$  a variação da FC de acordo com a potência da bicicleta na etapa  $k$ . Como a  $\Delta FC$  se comportava de maneira diferente de acordo com a intensidade do exercício, a mesma foi modelada separadamente, subdividindo-se em:

$$\Delta FC_{\text{moderado}}(k) = K_1 P(k) + K_2 \Delta FC(K - 1) \quad (21)$$

para intensidade moderada, onde  $P(k)$  equivale a carga de trabalho em watt;

$$\Delta FC_{\text{drift}}(k) = K_3 \left(1 - e^{-TA \frac{k}{\tau}}\right) P(k) \quad (22)$$

para o *drift* cardíaco, que varia de acordo com a duração do treino e potência aplicada, sendo  $TA$  o tempo de amostragem, e  $\tau$  a constante de tempo relacionada com a duração do treino;

$$\Delta FC_{\text{exaustão}}(k) = K_4 \sum_{i=1}^{k-1} T_A [FC_{(i)} - FC_{\text{limiar}}] \sigma [FC_{(i)} - FC_{\text{limiar}}] \quad (23)$$

para intensidade acima do limiar anaeróbio; e

$$\sigma(x) = \begin{cases} 1, & \forall x \geq 0 \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (24)$$

$$\Delta FC_{\text{recuperação}}(k) = K_5 \sum_{j=k_{\text{on}}}^{k-1} T_A [FC_{\text{limiar}} - FC_j] \sigma [FC_{\text{limiar}} - FC_j] \quad (25)$$

para intensidade abaixo do limiar de lactato.  $K_{\text{on}}$  é o passo de tempo em que a  $FC(k) > FC_{\text{limiar}}$  pela primeira vez. Isto garante que o efeito da recuperação só ocorra depois que a exaustão seja atingida.

Somando as equações 4, 5, 6, 7, e 9 há a formação da seguinte equação:

$$\begin{aligned} FC(k) = & FC_S + \Delta FC_{\text{moderado}}(k) + \Delta FC_{\text{drift}}(k) + \dots \\ & \dots + \Delta FC_{\text{exaustão}}(k) + \Delta FC_{\text{recuperação}}(k), \end{aligned} \quad (26)$$

que equivale a:

$$\begin{aligned} FC(k) = & FC_S + K_1 P(k) + K_2 \Delta FC(K - 1) + \dots \\ & \dots + K_3 \left(1 - e^{-TA \frac{k}{\tau}}\right) P(k) + \dots \\ & + \dots K_4 \sum_{i=1}^{k-1} T_A [FC_{(i)} - FC_{\text{limiar}}] \sigma [FC_{(i)} - FC_{\text{limiar}}] + \dots \end{aligned}$$

$$+ \dots K_5 \sum_{j=k_{on}}^{k-1} T_A [FC_{limiar} - FC_j] \sigma [FC_{limiar} - FC_j] \quad (27)$$

Os parâmetros  $K_1$ ,  $K_2$ ,  $K_3$ ,  $K_4$ ,  $K_5$ , que representaram a relação entre a cinética da FC e a carga do treino em diferentes níveis de intensidade, foram calculados a partir do método de mínimos quadrados. Como resultado, este modelo mostrou alta precisão e confiabilidade, com erro absoluto entre o valor real e o valor medido da FC em torno de 3 bpm, desvio padrão de 3,95 bpm, e coeficiente médio de correlação de 0,9686. Além disso,  $K_1$  foi considerado um parâmetro importante, pois a variação da FC ocorre principalmente devido à variação da carga de trabalho, a qual é descrita por este parâmetro. Logo, concluiu-se que o nível de desempenho de um ciclista pode ser representado, aproximadamente, pelos parâmetros  $K_1$  e  $K_2$ .

### 3.2. Controle da Resposta Cronotrópica Cardíaca

O termo *feedback* tem por definição a interação de dois (ou mais) sistemas dinâmicos, de modo que um tem forte influência sobre o outro. O dinamismo de um sistema se dá pela mudança de seu comportamento ao longo do tempo, muitas vezes devido a fatores externos. Na natureza, o *feedback* está amplamente presente, como por exemplo, na manutenção da homeostase térmica e química de sistemas biológicos, no controle dos sistemas pulmonar e cardíaco, etc. Na maioria das vezes, métodos formais são necessários para a melhor compreensão dos sistemas de *feedback*, tendo em vista seu complexo mecanismo de causa e efeito, podendo gerar até comportamentos contra intuitivos (ASTROM e MURRAY, 2007).

Em relação ao controle de sistemas, esse termo é definido como a utilização de algoritmos e *feedbacks* em sistemas de engenharia capazes de detectar o funcionamento de um sistema, compará-lo com o comportamento desejado, computar ações corretivas baseadas em um modelo de resposta a entradas externas, e atuar de modo que as mudanças necessárias sejam concretizadas. Este circuito de *feedback*

básico de detecção, computação e atuação é o núcleo central de controle, atuando para garantir a estabilidade do sistema e o alcance do comportamento desejado, com boa rejeição de perturbações e rápida resposta às mudanças. Tais resultados são alcançados a partir de técnicas de modelagem e análise, capazes de detectar a dinâmica essencial do sistema e fornecer o conhecimento acerca de possíveis comportamentos na presença de incerteza, ruído e falhas de componentes (ASTROM e MURRAY, 2007).

Como pode ser observado no capítulo anterior, há inúmeros modelos do comportamento da FC durante e após o exercício, variando em termos de complexidade, intensidade, duração, objetivos propostos, etc. A maioria desses modelos tem como foco a interpretação fisiológica do comportamento da FC e sua correlação com demais variáveis cardiorrespiratórias, sendo limitados quanto ao poder informativo relacionado ao comportamento dinâmico dessa variável, que é extremamente importante para o desenvolvimento de sistemas de controle (SU *et al.*, 2007).

É possível controlar a resposta cronotrópica cardíaca de um indivíduo, de modo que esta se mantenha dentro de uma faixa previamente estipulada, durante o exercício em esteira ergométrica ou em cicloergômetro. De maneira geral, para que isso aconteça é necessário um sistema de controle em que as intensidades dos ergômetros são ajustadas automaticamente em tempo-real, para que a FC medida não ultrapasse os limites desejados (HUNT *et al.*, 2015). Tais sistemas beneficiariam indivíduos que precisam manter a FC abaixo de determinado nível de segurança, como acontece com os cardiopatas, para os quais a determinação do ACSM (2014) é que a FC durante o exercício não seja superior a 10 bpm abaixo do limiar isquêmico (determinado previamente por teste de esforço). Entretanto, para que o controle seja bem sucedido, é preciso ter o conhecimento prévio das características dinâmicas da FC frente ao esforço, ou seja, os valores dos ganhos de estado estacionário e das

constantes de tempo. Assim, saber quanto a FC varia e em quanto tempo a mesma se estabiliza para diferentes cargas constitui o primeiro passo para diminuir o erro entre a FC pretendida e a observada. Com o intuito de obter essas respostas para o exercício submáximo em esteira ergométrica, SU *et al.* (2007) constataram em seu trabalho que a variação da FC de seis homens saudáveis partindo de 3 km/h para alcançar 3,5 km/h era muito menor, comparada à transição de velocidade de 6 km/h até 6,5 km/h. Logo, a resposta da FC apresentou característica não linear, uma vez que sua variação foi dependente da intensidade do esforço e não apenas do degrau aplicado. A partir da comparação de dois métodos de controle, os autores concluíram que um sistema linear de primeira ordem com compensação de um modelo estático não linear (“Hammerstein model”) obteve melhor desempenho do que um controlador convencional do tipo PID (Proporcional Integral Derivativo).

Tendo em vista a não linearidade da FC frente ao exercício submáximo e a falta de informações consistentes na literatura sobre o tema, quanto mais informações forem obtidas acerca de suas características dinâmicas em intensidades variadas, menor será a dificuldade em desenvolver controladores para essa variável. Com objetivo de preencher parte dessas lacunas, SU *et al.* (2010) modelaram a cinética da FC durante a caminhada em esteira ergométrica por meio de equações lineares de primeira ordem, de um indivíduo de 41 anos de idade, em resposta a diferentes degraus de intensidade aplicados de forma consecutiva, tanto na fase de aumento da carga, quanto na de declínio. Seu protocolo consistiu de seis períodos (5 min) com intensidade mais elevada, intercalados com outros seis períodos (4 min) de menor intensidade, com velocidade inicial de 0,8 km/h, e final de 7,2 km/h, totalizando doze degraus. Deste modo, a existência de diferenças entre os parâmetros de períodos de mesma característica denunciava a não linearidade do sistema, o que ocorreu tanto com as constantes de tempo quanto com os ganhos a partir da velocidade de 4,8 km/h. Além disso, também foi observado que a fase de declínio da velocidade

apresentou constantes de tempo maiores do que a fase de aumento da mesma, indicando que a FC demora mais para se estabilizar quando parte de uma velocidade mais alta para outra mais baixa, do que o contrário.

# **CAPÍTULO 4**

## **Materiais e Métodos**

### **4.1. Sujeitos**

Participaram do estudo 32 jovens do sexo masculino, praticantes e não praticantes de exercícios físicos. Foi pedido para que os mesmos seguissem algumas orientações pré-teste: não praticar atividade física extenuante por 48 h antes do horário marcado para realização dos testes; não ingerir bebidas alcoólicas ou cafeinadas por 24h antes dos testes; realizar o teste com, no mínimo, 2 h após a última refeição.

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 pode 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 51889815.0.0000.5257).

### **4.2. 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 30 anos. Foram excluídos do estudo sujeitos com histórico de doenças pulmonares ou cardiovasculares; usuários de medicamentos anti-hipertensivos, bloqueadores autonômicos, ansiolíticos ou qualquer outro medicamento que pudesse interferir na resposta dos sistemas cardiovascular, pulmonar ou autônomo; sujeitos com deficiência ortopédica total ou

parcial em membros inferiores que impossibilitasse a caminhada na esteira. Adicionalmente, foram excluídos também sujeitos com altura menor do que 1,65 m, para evitar quais dificuldades relativas a andar a 7,2 km/h sem transicionar para a corrida.

### 4.3. Protocolo Experimental

O protocolo experimental foi separado em dois dias de testes:

#### 1º dia de testes

Após a assinatura do TCLE, os voluntários responderam a uma anamnese com intuito de verificar se os mesmos estavam aptos a participar da pesquisa, de acordo com os critérios de inclusão e exclusão. Em seguida, foi aplicada a avaliação antropométrica, constituída pelas seguintes medições, de acordo com o ACSM (2014): massa corporal (kg) e altura (m), realizadas em uma balança mecânica com estadiômetro (Filizola, Brasil), e dobras cutâneas (mm), medidas por um adipômetro científico (Cescorf, Brasil). A partir dos resultados das dobras cutâneas, foi calculado o percentual de gordura (%G) de cada voluntário, utilizando-se as equações de Siri (1961), e Jackson e Pollock (1978).

Posteriormente à avaliação antropométrica, os indivíduos foram direcionados para a esteira ergométrica Centurion-300 (Micromed Biotecnologia, Brasil) com eletrodos do ECG e a fita Polar devidamente posicionados, a fim de realizar o teste submáximo de caminhada para a predição do  $\dot{V}O_{2max}$  proposto por EBBELING *et al.* (1991). Esse teste possui dois estágios, com duração de 4 min cada um. **1º estágio:** com 0% de inclinação da esteira, tem por finalidade a determinação da velocidade em que a FC permanece entre 50% e 70% da  $FC_{max}$  do sujeito, estimada pela relação  $FC_{max} = 220 - idade$  (FOX *et al.*, 1971). Para isto, os sujeitos começaram a caminhar com a velocidade equivalente a 3,2 km/h, sendo esta aumentada para 4,8 km/h,

6,4 km/h e 7,2 km/h, a cada minuto, caso a FC não atingisse a faixa estipulada. **2º estágio:** Com a inclinação da esteira em 5%, o objetivo era manter a velocidade determinada no estágio anterior, apenas com a caminhada. Adicionalmente ao protocolo de EBBELING *et al.* (1991), que limita este estágio a 8 min, foi acrescentado 1 min extra, passando o teste a ter duração de 9 min. Após o término desses 9 min, o teste foi dado como encerrado, a inclinação da esteira foi zerada novamente, e os voluntários caminharam por mais 2 min, com menor velocidade, a fim de baixar gradualmente os índices cardiovasculares aumentados durante o esforço.

### 2º dia de testes

Após uma semana, os voluntários retornaram ao laboratório e realizaram um protocolo de exercício submáximo (Figura 5) em esteira ergométrica, em que a corrida e o trote não foram permitidos, apenas a caminhada. Tal protocolo, com duração de 19 min, foi dividido da seguinte forma:

- 0 min a 1 min → Repouso, os indivíduos permaneceram em pé e imóveis em cima da esteira;
- 1 min a 3 min → Aquecimento, velocidade equivalente a 3 km/h;
- 3 min a 7min → Degrau 1, velocidade equivalente a 5 km/h;
- 7 min a 11 min → Degrau 2, velocidade equivalente a 7 km/h;
- 11 min a 15 min → Degrau 3, velocidade equivalente a 5 km/h;
- 15 min a 19 min → Degrau 4, período de recuperação, os voluntários permaneceram em pé e imóveis em cima da esteira;

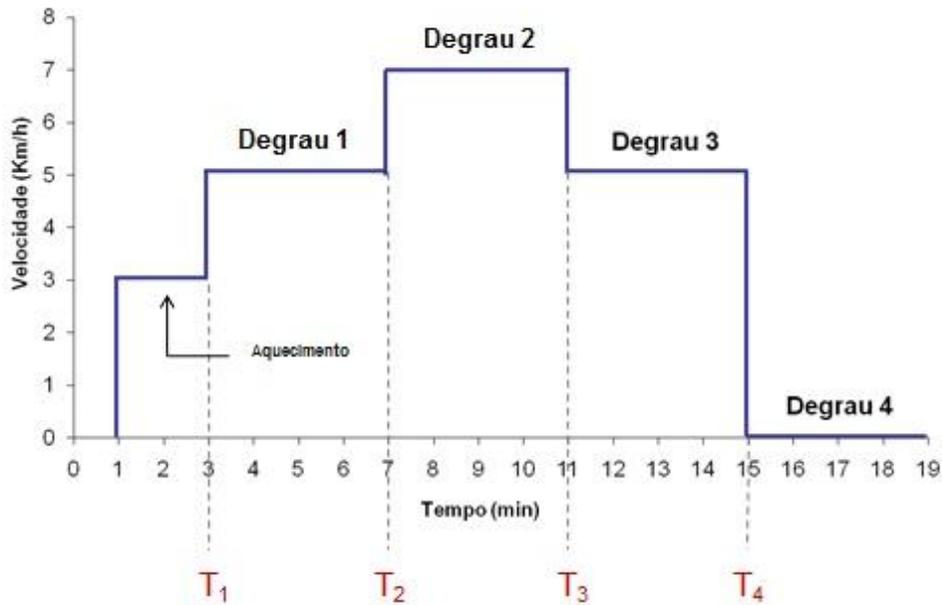


Figura 5. Protocolo de Exercício Submáximo.  $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_3$  e  $T_4$  são os instantes de tempo referentes ao início de cada um dos quatro degraus.

A inclinação da esteira se manteve nula durante todo o teste, e não foi permitido que os voluntários falassem durante os 19 min descritos acima, salvo em casos emergenciais.

#### 4.4. Aquisição dos Sinais

O sinal de IRR foi coletado por meio de dois sensores: um eletrocardiógrafo TC50 (Ecafix, Brasil) para registro do ECG e uma placa Polar R “*Heart Rate Monitor Interface – HRMI*” (Sparkfun, Estados Unidos) e cinta de transmissão T31 (Polar, Finlândia). Esses dois sinais de IRR mais o de velocidade foram adquiridos com 2000 Hz de frequência de amostragem ( $f_s$ ), por intermédio de uma placa conversora analógico/digital NI-USB6009 (National Instruments, EUA). Os três sinais passaram por um *buffer*, com alimentação simétrica de  $\pm 5$  V, com alta impedância de entrada ao sistema de coleta e assim, garantindo o isolamento de tais sinais. Como todos os sinais foram coletados na mesma placa conversora, foi possível sincronizar os IRR com o instante de tempo em que os degraus de velocidade ( $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_3$  e  $T_4$ ) ocorreram.

Cada degrau foi delimitado pelo instante de início da transição de velocidade até a última amostra estável, antes da transição para o degrau seguinte. Os dados foram salvos pelo programa *Data Acquisition System* (DAS) (PINO *et al*, 2004), desenvolvido no aplicativo *LabView* (National Instruments, EUA).

#### 4.4.1. Aquisição do Sinal de IRR

##### ECG

Previamente ao início dos testes, era realizada a remoção do extrato córneo dos voluntários nos locais de fixação dos eletrodos, que consistia de fricções com gaze e álcool, e caso necessário, tricotomia. Cinco eletrodos de superfície foram posicionados no tórax dos indivíduos (Figura 6), de acordo com o Consenso Nacional de Ergometria (MASTROCOLLA *et al*, 1995), permitindo a verificação do comportamento do coração por sete derivações (ângulos) diferentes, sendo seis derivações padrões (plano frontal) e uma derivação precordial (plano horizontal), a V5. As derivações DII, V5 e DI foram as mais utilizadas, sequencialmente, para registro dos sinais de ECG, pois foram as que proporcionaram melhor visualização do complexo QRS, cuja variação é dependente das peculiaridades anatômicas do coração de cada indivíduo.

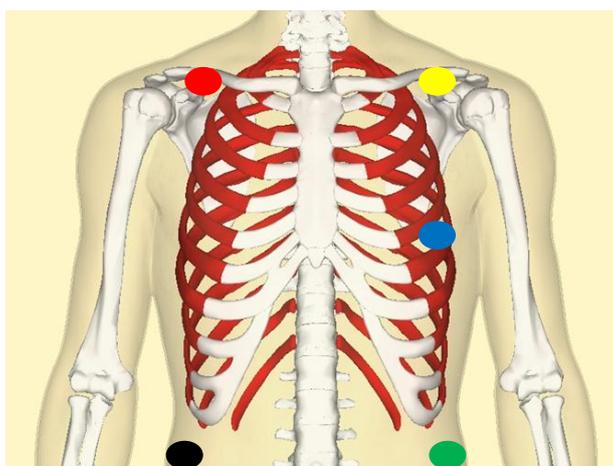


Figura 6: Posicionamento dos eletrodos do ECG. Por Anatomography. Licenciado por Creative Commons Attribution-Share Alike 2.1 Japan. URL: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File%3ATrue\\_ribs\\_frontal.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File%3ATrue_ribs_frontal.png)

Posicionamento dos eletrodos:

- Eletrodo de braço direito (RA) - vermelho → abaixo da clavícula direita;
- Eletrodo de braço esquerdo (LA) - amarelo → abaixo da clavícula esquerda;
- Eletrodo de perna direita (RL) - preto → crista ilíaca direita;
- Eletrodo de perna esquerda (LL) – verde → crista ilíaca esquerda;
- Eletrodo  $V_5$  – azul → quinto espaço intercostal, linha axilar anterior.

### Placa Polar HRMI

Os sinais oriundos da placa polar são pulsos discretos, gerados a cada despolarização ventricular. Este sinal é captado pela faixa de monitoração cardíaca T-31 (Polar, Finlândia) (Figura 7) posicionada em torno do tórax dos voluntários, e enviado para a placa HRMI (Figura 8) acoplada firmemente à esteira, logo à frente dos mesmos.



Figura 7: Faixa de monitoração cardíaca T31 (Polar, Finlândia).

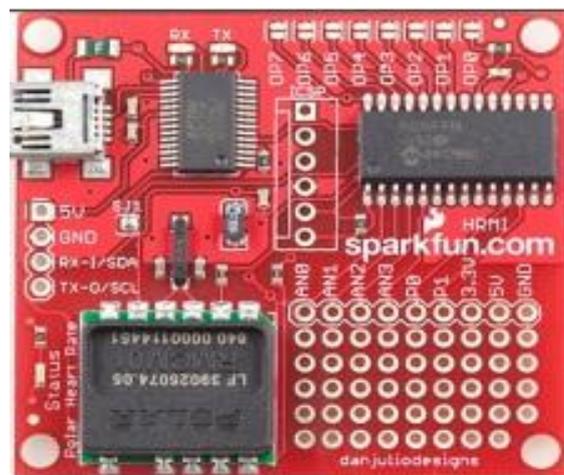


Figura 8: Placa Polar HRMI (Sparkfun, Estados Unidos).

#### 4.4.2. Aquisição do Sinal de Velocidade

Para o cálculo dos parâmetros do modelo foram utilizados os valores nominais de velocidade. Entretanto, a esteira ergométrica utilizada apresenta apenas uma estimativa da velocidade, que foi medida para fim de registro. Como a interface de comunicação USB da esteira é unidirecional, permitindo apenas a entrada de dados, utilizou-se um sensor para efetivamente medir os valores de velocidade para o computador. Esse sensor foi construído a partir de um gerador de corrente contínua modelo M110R (Motron, Brasil), com tensão máxima de saída de 12 V, acoplado à lona da esteira por meio de um pneu de 6 cm de raio (Figura 9). O sinal foi filtrado por um filtro passa-baixas RC (1ª ordem), com 20 Hz de frequência de corte, a fim de atenuar os ruídos de alta frequência.



Figura 9: Parte inferior da esteira, local de fixação do pneu e do motor.

A função “rate limiter” do *software MatLab* foi utilizada para calcular a dinâmica não linear da esteira, cuja inclinação que melhor se aproximou aos dados originais foi a de 0,625 km/h/s (Figura 10), ou seja, 0,625 km/h é o máximo que a velocidade pode variar em 1 s (DA SILVA, 2015).

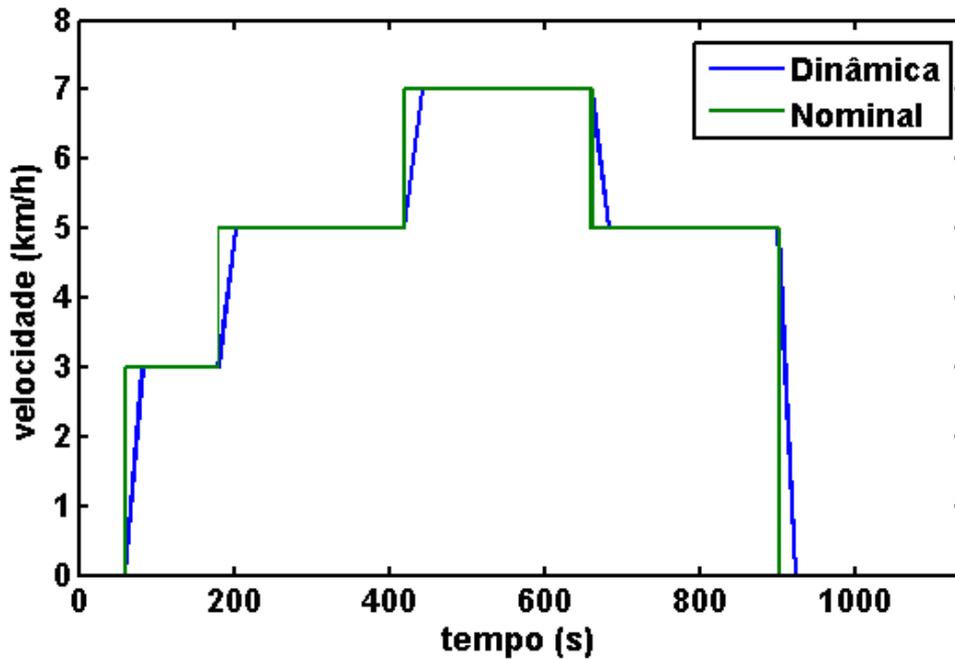


Figura 10. Dinâmica de variação de velocidade da esteira ergométrica com valor de 0,625 km/h/s

## 4.5. Detecção dos IRR

### 4.5.1. Detecção dos IRR derivados do ECG

A detecção dos picos R do complexo QRS foi realizada com a utilização do software “Mecânica” (PINO *et al*, 2002), que permitia o preenchimento manual de determinados parâmetros do algoritmo, baseado na primeira derivada do ECG. Desta forma, foi estipulado a seguinte padronização:

- Banda passante entre 5Hz e 200Hz do filtro *Butterworth* de 4ª ordem, em direção direta e reversa, para que a fase do sinal não fosse distorcida. Este filtro foi aplicado previamente a detecção para remover tanto os ruídos de baixa frequência (linha de base), quanto os de alta frequência (contração do músculo esquelético, por exemplo).
- Limiar de 0,5 V para determinação das ondas R

- Período refratário de 250 ms entre uma onda R e outra, não permitindo, desta forma, que picos intermediários às duas ondas R, por exemplo devido a ondas T elevadas, fossem selecionados automaticamente.

Feito isto, o algoritmo disponibilizava uma tela (Figura 11 e Figura 12) com gráficos do sinal do ECG e dos IRR ao longo do tempo. Estes eram passíveis de edições manuais com a inclusão e/ou exclusão de ondas R, a fim de corrigir possíveis erros de detecção do programa, como por exemplo, batimentos ectópicos (batimentos de origem não sinusal). Com os picos corretamente selecionados, os IRR foram calculados por meio da função “*diff*” disponível na linguagem MatLab (MathWorks, EUA), de modo que o primeiro intervalo era a diferença do instante de tempo do segundo pico R em relação ao primeiro, o segundo IRR era a diferença entre o terceiro pico e o segundo, e assim sucessivamente por todo o sinal.

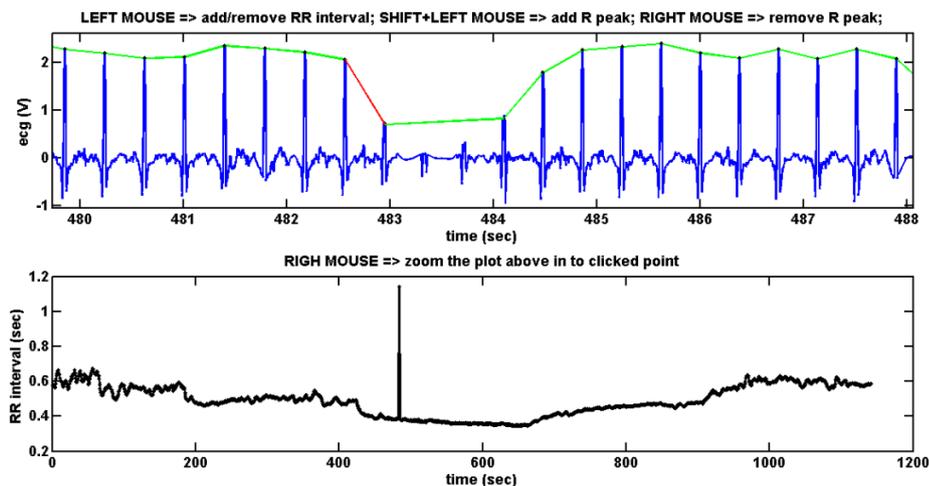


Figura 11: Tela de edição de sinais do software Mecânica: os traços verdes sinalizam intervalos válidos e os traços vermelhos sinalizam intervalos não considerados. A primeira imagem mostra um intervalo detectado erroneamente, entre os instantes 483s e 484s. A segunda imagem mostra o resultado disso: um IRR elevado, destoante dos demais.

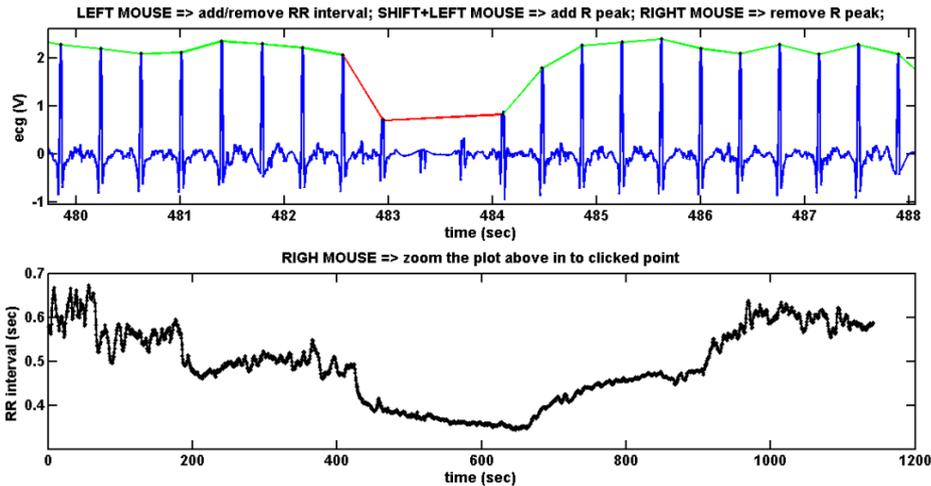


Figura 12: A primeira imagem mostra a remoção do erro de detecção visto na Figura 11, com o traço vermelho entre os instantes 483s e 484s. A segunda imagem mostra o resultado da correção, com a ausência do IRR destoante.

#### 4.5.2. Detecção dos IRR derivados da placa polar

Os impulsos captados pela placa HRMI não alcançam seu valor de pico instantaneamente, havendo pulso padrão com aumento e decaimento da tensão toda vez que um batimento acontece, como mostra a Figura 13. No algoritmo construído para detectar esse sinal, estipulou-se, primeiramente, um limiar de  $1,5 V$  como pré-requisito para a ocorrência de um batimento. O batimento era validado quando, além do ponto ser maior do que  $1,5 V$ , o mesmo era precedido por um ponto de voltagem inferior a esta, pois assim (Figura 14), garantia-se que um batimento não seria detectado mais de uma vez.

Posteriormente à detecção dos pulsos cardíacos, o sinal foi dividido pela  $f_s$  e em seguida derivado pela função “diff”, para que os IRR fossem encontrados.

Para a retirada de batimentos ectópicos e/ou artefatos de movimento, foi aplicado o filtro quociente (PISKORSKI e GUZIK, 2005), em cujo algoritmo cada  $i$ -ésimo IRR ( $x_i$ ) era dividido pelo IRR seguinte ( $x_{i+1}$ ) ou vice-versa, de modo que os pontos que estivessem fora da seguinte faixa seriam removidos:

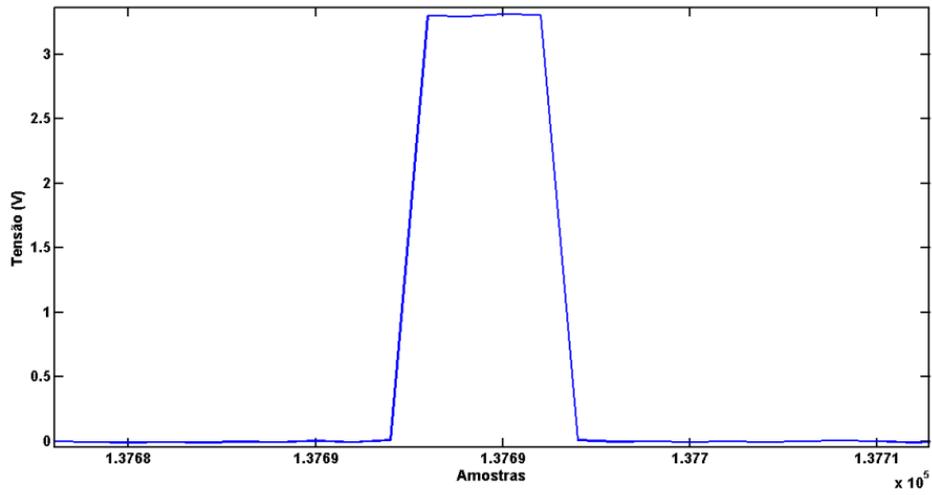


Figura 13: Pulso do sistema Polar detectado pela placa HRMI a cada batimento cardíaco.

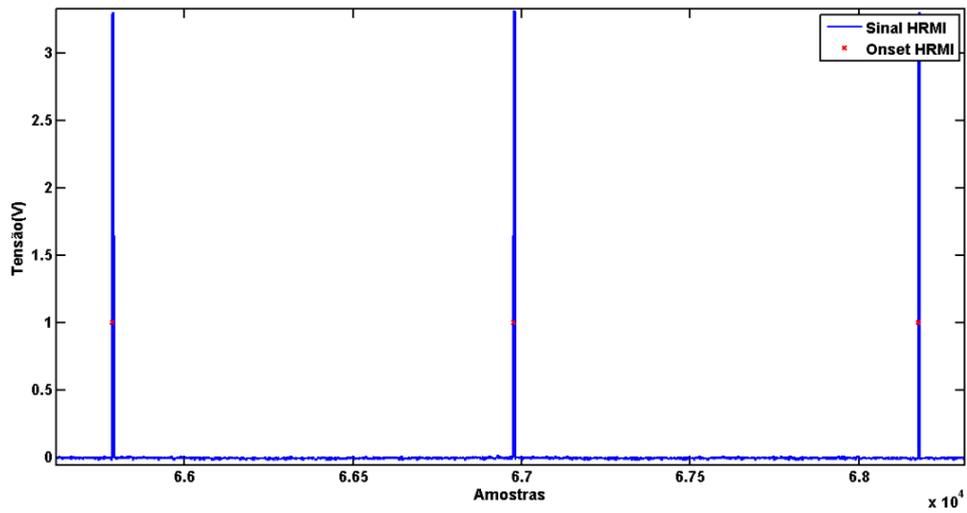


Figura 14: Impulsos detectados pela placa HRMI que representam batimentos cardíacos válidos. Os asteriscos em vermelho (*onset* HRMI) sinalizam a validação.

$$\frac{x_i^\pm}{x_{i+1}^\pm} \geq 1,2 \quad \text{ou} \quad \frac{x_i^\pm}{x_{i+1}^\pm} \leq 0,8 \quad (28)$$

$$\frac{x_{i+1}^\pm}{x_i^\pm} \geq 1,2 \quad \text{ou} \quad \frac{x_{i+1}^\pm}{x_i^\pm} \leq 0,8$$

Assim, os IRR são divididos por resultados sucessores e antecessores, de modo que se em alguma dessas razões forem encontrados valores maiores do 1,2 ou menores do que 0,8, o ponto será removido automaticamente. Isso acontece pois, em adultos saudáveis, mudanças maiores do que 20% de um batimento para o outro são usualmente características de batimentos ectópicos, incorretamente detectados ou de artefatos. Os pontos retirados pelo filtro quociente foram interpolados por *splines* cúbicas, que é a aplicação de vários polinômios de grau três, um para cada par de pontos consecutivos, com coeficientes ajustados de modo a garantir uma suave transição (MOTULSKY e CHRISTOPOULOS, 2004).

#### 4.6. Modelo

Quatro equações exponenciais de primeira ordem foram empregadas, uma para cada degrau (Figura 15):

$$IRR_{D1}(t) = IRR_0(t) + (K_1 \Delta V_1) \left(1 - e^{-\frac{t-T_1}{\tau_1}}\right) \quad p/ \quad t \geq T_1 \quad (29)$$

$$IRR_{D2}(t) = (K_2 \Delta V_2) \left(1 - e^{-\frac{t-T_2}{\tau_2}}\right) \quad p/ \quad T_1 \geq t \geq T_2 \quad (30)$$

$$IRR_{D3}(t) = (K_3 \Delta V_3) \left(1 - e^{-\frac{t-T_3}{\tau_3}}\right) \quad p/ \quad T_2 \geq t \geq T_3 \quad (31)$$

$$IRR_{D4}(t) = (K_4 \Delta V_4) \left(1 - e^{-\frac{t-T_4}{\tau_4}}\right) \quad p/ \quad T_3 \geq t \geq T_4 \quad (32)$$

onde  $D1$  a  $D4$  = degrau 1 até o degrau 4;  $K$  = ganho;  $\Delta V$  = variação de velocidade;  $\tau$  = constante de tempo;  $t$  = tempo (variável independente),  $IRR_0$  = IRR inicial. O IRR inicial ( $IRR_0$ ) da equação referente ao 1º degrau foi determinado como o IRR médio referente ao segundo minuto do aquecimento. A equação do 2º degrau se somou aos resultados obtidos do degrau anterior, e assim sucessivamente para os degraus subsequentes, até que o vetor de IRR ( $t$ ) para o protocolo inteiro fosse encontrado:

$$IRR(t) = IRR_0 + IRR_{D1}(t) + IRR_{D2}(t) + IRR_{D3}(t) + IRR_{D4}(t) \quad (33)$$

A partir de estimativas iniciais dos parâmetros estabelecidas por inspeção visual, e usando a função “fminsearch” do MatLab (que emprega o algoritmo Nelder Mead Simplex), foram ajustados, para os dados de cada voluntário, os parâmetros do modelo que minimizaram a soma das diferenças quadráticas entre as estimativas do modelo e os dados experimentais correspondentes, concomitantemente para os quatro degraus de velocidade.

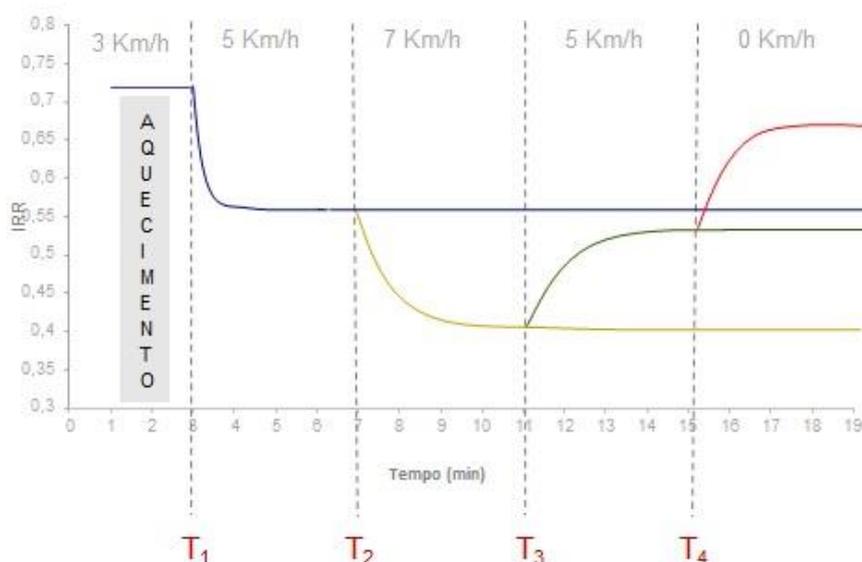


Figura 15: Ilustração do modelo exponencial de primeira ordem, que reflete o comportamento dos IRR para cada degrau de velocidade. Os tempos de  $T_1$  a  $T_4$  são os instantes iniciais de cada degrau.

#### 4.7. Cálculo do $\dot{V}O_{2 \max}$ estimado por teste submáximo

Optou-se pelo teste indireto de EBBELING *et al.* (1991) como estimador do condicionamento físico, por ser constituído de protocolo semelhante ao do atual estudo no que tange ao padrão de movimento (caminhada), a aparelhagem (esteira ergométrica), a intensidade do esforço (submáxima), e ao grupo estudado (jovens saudáveis). Ademais, este teste é de fácil aplicação e comparando-o com outros de

características similares, este foi o que apresentou maior coeficiente de correlação ( $R = 0,96$ ,  $p < 0,01$ ) com resultados medidos de forma direta.

Tratando do cálculo do  $\dot{V}O_{2max}$ , se a FC tiver alcançado o *steady state* (diferença  $< 5$  bpm de um batimento para o outro) no 3º min e 4º min do 2º estágio, a média dos últimos 30 s do 4º min será calculada e inserida na fórmula proposta pelo autor. Caso contrário, esta análise será feita para o 4º min e 5º min, e a média da FC dos últimos 30 segundos do 5º min será calculada e utilizada na fórmula. Sendo assim, a seguinte equação foi utilizada para estimar o  $\dot{V}O_{2max}$ :

$$\begin{aligned} \dot{V}O_{2max} = & \\ & 15,1 + (21,8 \text{ Vel}) - (0,327 \text{ FC}) - (0,263 \text{ Vel Idade}) + \\ & +(0,00504 \text{ FC Idade}) + (5,98 \text{ Sexo}) \end{aligned} \quad (34)$$

com *Vel* = velocidade, em *mph*; *FC* em *bpm*; *Idade* em *anos*, *Sexo* = 0 para mulheres, e *Sexo* = 1 para homens.

#### 4.8. Análise Estatística

A normalidade dos parâmetros estimados foi avaliada pelo teste de normalidade multivariada de Henze-Zirkler, cuja resposta encontrada foi negativa para os valores das constantes de tempo ( $\tau$ ) e positiva para os valores de ganho ( $K$ ). Para testar a hipótese nula de igualdade de valores de  $\tau$  dos quatro degraus das amostras pareadas decidiu-se empregar o teste não-paramétrico de Friedman e o pós-teste de Dunn para discriminar tais diferenças. Em relação aos valores de  $K$ , utilizou-se o teste paramétrico ANOVA para amostras repetidas e o pós-teste de Bonferroni. Para o cálculo da correlação entre os parâmetros extraídos do modelo e o  $\dot{V}O_{2max}$ , optou-se pela correlação não-paramétrica de Spearman.

O nível de significância selecionado para os testes foi de 5% ( $\alpha = 0,05$ ), realizado em *MatLab* versão 6.5 (The MathWorks, EUA).

## CAPÍTULO 5

### Resultados

Dentre os trinta e dois voluntários que participaram do estudo, dezessete apresentaram sinal de ECG extremamente contaminado, principalmente durante o período de maior velocidade (degrau 2), impossibilitando a visualização dos complexos QRS na maior parte do sinal, e conseqüentemente, o cálculo dos IRR. Quanto aos sinais provenientes da placa Polar, apenas cinco sujeitos tiveram ruído excessivo. Uma possível explicação para essa diferença pode ser a maior quantidade de apetrechos passíveis de interferências de movimento necessários para a aquisição do sinal de ECG, em relação ao utilizado pelo Polar. Tendo isto em vista e o fato do único interesse quanto à utilização dos sensores de batimentos cardíacos, no atual estudo, ser a identificação dos instantes de tempo de cada batimento, e não a análise das ondas do ECG, optou-se por utilizar a placa HRMI como fonte dos sinais. Os cinco voluntários com excesso de ruídos no sinal da placa Polar foram excluídos do trabalho, restando vinte e sete. Dentre estes, dois obtiveram resultados de FC não correspondentes com a fisiologia normal durante o degrau 4 do protocolo (que será mostrado mais à frente) e foram excluídos das análises estatísticas, mas serão apresentados em separado. Deste modo, restaram vinte e cinco sujeitos. A caracterização da amostra segue detalhada na Tabela 2.

Tabela 2: Caracterização da amostra ( $n = 25$ ) quanto aos aspectos físicos e antropométricos

<b>Variáveis</b>	<b>Média <math>\pm</math> desvio padrão</b>
Idade (anos)	25,28 $\pm$ 3,2
Altura (m)	1,76 $\pm$ 0,06
Massa corporal (kg)	80,23 $\pm$ 10,53
Gordura relativa (% G)	16,4 $\pm$ 5,53
$\dot{V}O_{2\max}$ (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	53,98 $\pm$ 9,32

## 5.1 Atraso de detecção da placa HRMI

Foi observado que havia um atraso dos impulsos gerados pela placa HRMI em relação aos picos das ondas R do ECG, como pode ser visto na Figura 16. Com intuito de diminuir esse erro, um vetor de atrasos foi criado a partir da subtração dos instantes de tempo de início de cada pulso do polar dos instantes de tempo de cada onda R do ECG, durante o primeiro minuto de teste (repouso) dos quinze voluntários cujo sinal de ECG se manteve normal do início ao fim do protocolo (a ilustração dessa etapa pode ser vista na Figura 17 ampliada para os primeiros 10 s de teste, a fim de favorecer a visualização). A média desse vetor foi calculada, e o tempo de atraso foi subtraído do sinal inteiro do polar do voluntário correspondente. Por sua vez, os sujeitos cujos ECG encontravam-se inutilizáveis tiveram seus sinais da placa HRMI subtraídos da média dos atrasos de todos os quinze voluntários com o sinal sem interferências (Tabela 3).

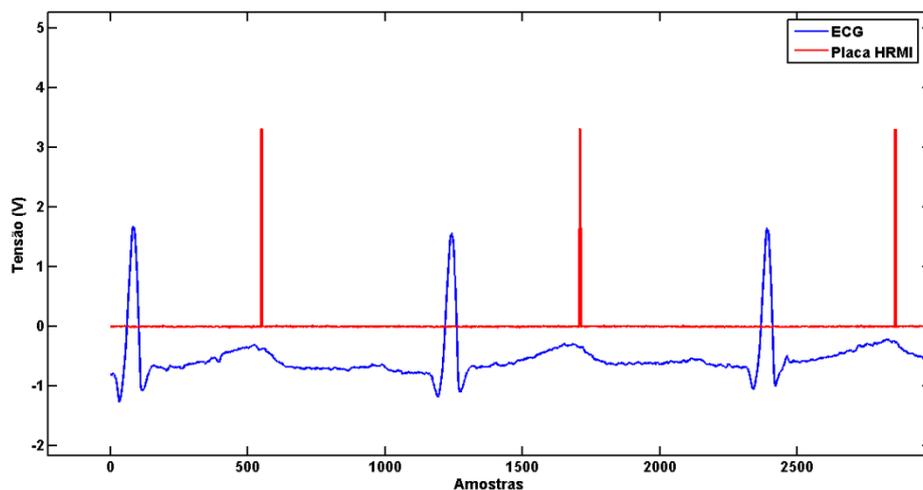


Figura 16: Atraso do sinal da placa HRMI frente ao sinal do ECG.

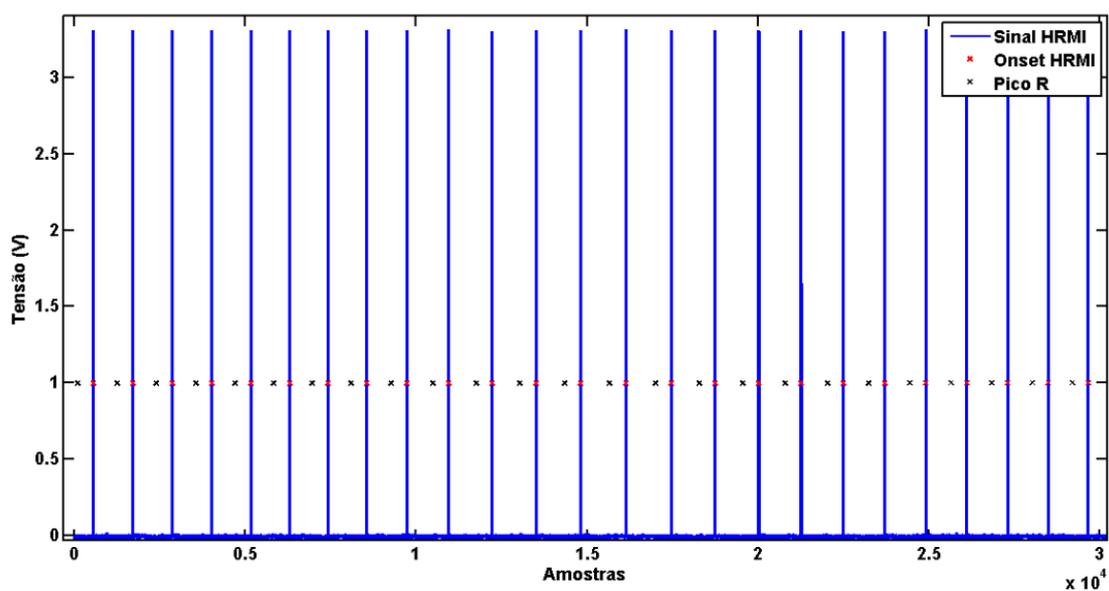


Figura 17: Caso ilustrativo dos batimentos cardíacos validados da placa Polar (asteriscos vermelhos) e dos picos R (asteriscos pretos).

Tabela 3: Atraso médio do sinal da placa HRMI frente ao ECG, de quinze voluntários com sinais validados

Sujeitos	Atraso médio (amostra)	Atraso médio (tempo (s))
1	645,06	0,32253
2	465,54	0,2328
4	451,49	0,2257
7	671,49	0,3357
8	748,35	0,3742
9	466,51	0,2333
11	436,04	0,2180
12	321,63	0,1608
14	314,99	0,1575
18	466,40	0,2332
20	364,09	0,1820
21	374,66	0,1873
22	675,77	0,3379
23	647,28	0,3236
25	370,24	0,1851
<b>Média</b>	494,64	0,2473
<b><math>\pm dp</math></b>	144,23	0,0721

## 5.2 Ajuste da curva e determinação dos parâmetros

A Figura 18 mostra o comportamento real dos IRR de um dos voluntários em resposta aos degraus de velocidade aplicados.

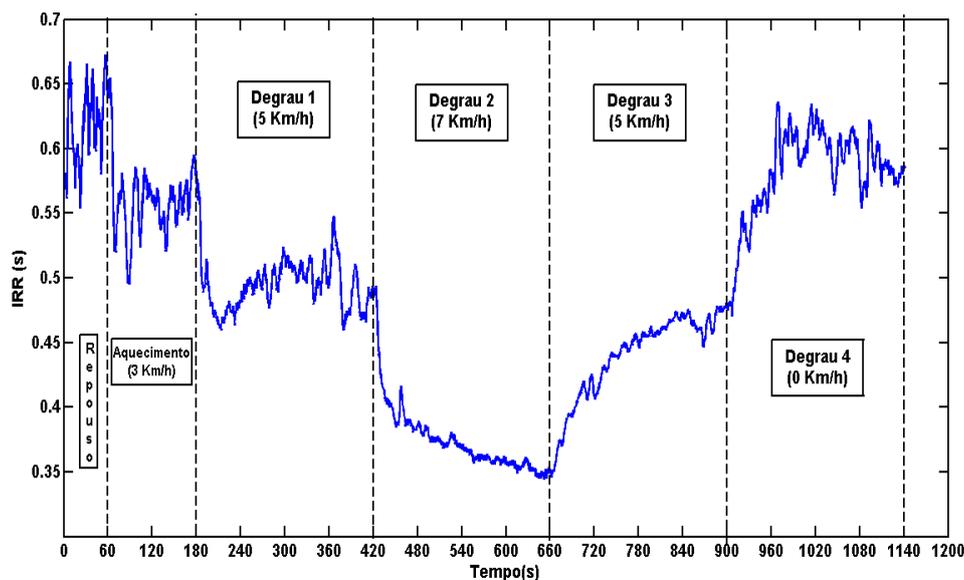


Figura 18: Comportamento real dos IRR de um voluntário durante o protocolo proposto.

A média dos IRR mínimos atingidos em cada degrau foi calculada, e seu recíproco foi multiplicado por 60 para se obter a média da FC referente a cada degrau, cujos resultados são: 98,4 (bpm); 125,6 (bpm); 101,4 (bpm); 88,9 (bpm). Esses valores são correspondentes a 50,5%, 64,3%, 52% e 45,9% da  $FC_{max}$ , de acordo com FOX *et al* (1971), classificando a intensidade do esforço como moderada durante o segundo degrau e leve durante os degraus 1 e 3 (ACSM, 2014).

A Figuras 19 e a Figura 20 mostram o ajuste do modelo para os sinais dos sujeitos que apresentaram comportamento inesperado de FC (aumento ao invés de diminuição) durante o quarto degrau, com valores de constante de tempo e ganho de 15,4690 s e 0,0385 para o voluntário 01, e 8,6379 s e 0,0158 para o voluntário 28, respectivamente.

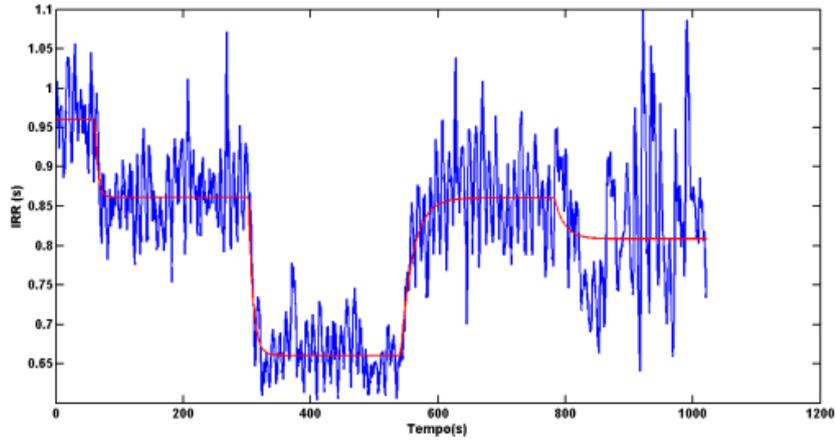


Figura 19: Sinal de IRR com comportamento não condizente com a fisiologia durante o quarto degrau, de um dos voluntários.

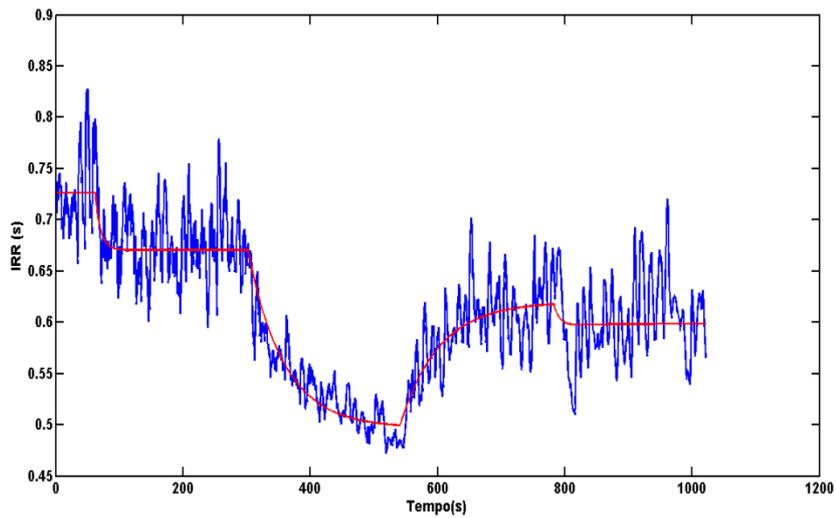


Figura 20: Sinal de IRR com comportamento não condizente com a fisiologia durante o quarto degrau, de outro do voluntário.

Para a análise dos dados dos vinte e cinco voluntários restantes, as diferenças entre as medianas e os IIQ das constantes de tempo observados em cada degrau de velocidade são mostradas por meio do gráfico *Box-Plot* (Figura 21) e da Tabela 4. As médias e desvios-padrão dos ganhos estão apresentadas na Figura 22 e na Tabela 5.

Tanto no teste de Friedman (referente ao  $\tau$ ) quanto no teste de ANOVA para medidas repetidas (referente ao  $k$ ), apresentaram  $p < 0,05$ , indicando presença de diferenças significativas entre os degraus em ambos os casos.

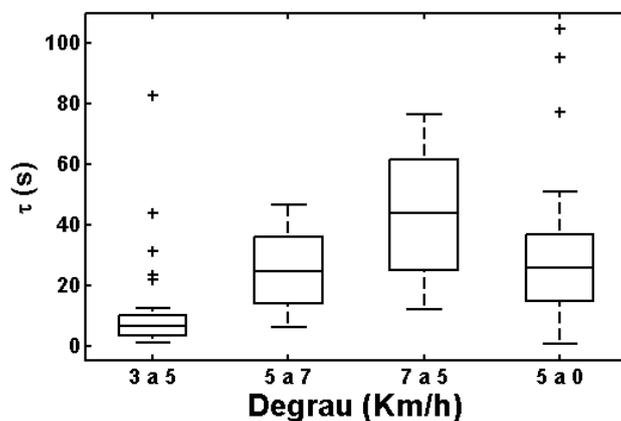


Figura 21: *Box-plot* dos valores das constantes de tempo ( $\tau$ ) para os quatro degraus de velocidade ( $p < 0,05$ ).

Recorrendo apenas à avaliação visual da Figura 21, percebe-se um aumento das constantes de tempo com o aumento das velocidade e consequente diminuição das mesmas, com a redução do esforço. Porém, de acordo com o pós-teste de Dunn, o único degrau que difere significativamente de todos os outros é o primeiro, referente ao aumento da velocidade a partir do repouso (aquecimento). Outras diferenças são encontradas somente entre os degraus três e quatro, ambos com características de queda da intensidade do exercício, sendo o quarto degrau uma queda mais brusca.

Tabela 4. Valores de  $\tau$  em cada degrau de velocidade para os 25 sujeitos válidos.

$\tau$ (s)				
Sujeitos	Degrau 1	Degrau 2	Degrau 3	Degrau 4
1	3,74	23,16	75,07	28,06
2	1,79	9,08	76,40	32,98
3	7,17	13,33	72,69	95,31
4	9,30	14,308	43,68	36,17
5	23,52	14,11	12,28	19,66
6	6,52	38,41	16,56	12,02
7	21,93	33,26	40,36	24,93
8	2,77	26,06	51,34	25,79
9	31,32	36,17	62,22	41,73
10	82,53	36,16	63,78	25,71
11	7,176	12,43	14,01	16,97
12	6,93	45,39	49,23	38,50
13	12,64	46,67	39,84	29,65
14	5,28	10,98	16,87	5,90
15	2,69	35,21	67,83	104,75
16	1,99	18,46	61,35	50,98
17	44,04	35,07	49,13	1,60
18	4,16	42,83	25,32	20,21
19	0,94	17,27	36,40	23,74
20	5,75	10,48	40,74	77,40
21	1,22	18,51	27,11	3,51
22	8,35	25,80	23,44	3,92
23	6,41	24,55	47,66	0,64
24	5,13	6,33	16,32	15,66
25	8,33	37,68	44,69	31,80
<b>Mediana</b>	6,52	24,55	43,69	24,93
	3,50 -	13,92 -	24,86 -	14,76 -
<b>IIQ</b>	10,14	36,17	61,57	36,76

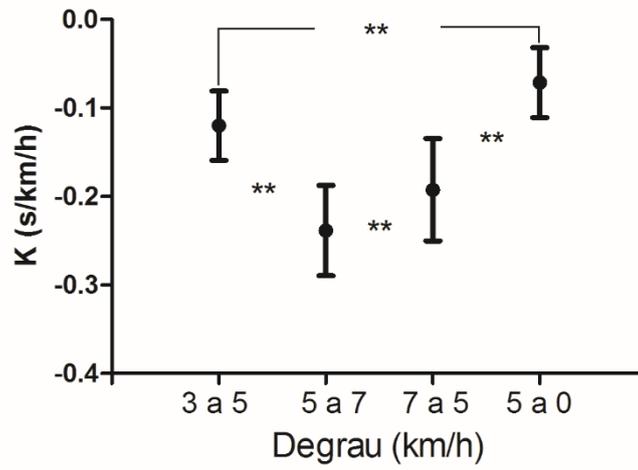


Figura 22: Valores dos ganhos ( $k$ ) para os quatro degraus de velocidade. (\*\*  $p < 0,05$ ).

Quanto aos ganhos, houve diferença significativa entre todos os degraus.

Tabela 5. Valores de  $K$  em cada degrau de velocidade para os 25 sujeitos válidos.

$K$ (s/km/h)				
Sujeitos	Degrau 1	Degrau 2	Degrau 3	Degrau 4
1	-0,123	-0,236	-0,207	-0,091
2	-0,112	-0,273	-0,170	-0,066
3	-0,108	-0,205	-0,140	-0,073
4	-0,046	-0,184	-0,182	-0,062
5	-0,146	-0,196	-0,193	-0,185
6	-0,126	-0,383	-0,261	-0,064
7	-0,077	-0,262	-0,167	-0,099
8	-0,143	-0,212	-0,153	-0,048
9	-0,097	-0,259	-0,145	-0,055
10	-0,168	-0,161	-0,167	-0,146
11	-0,160	-0,247	-0,171	-0,072
12	-0,147	-0,278	-0,231	-0,133
13	-0,127	-0,284	-0,223	-0,065
14	-0,124	-0,230	-0,183	-0,087
15	-0,094	-0,206	-0,218	-0,037
16	-0,238	-0,346	-0,401	-0,083
17	-0,125	-0,250	-0,189	-0,045
18	-0,054	-0,156	-0,096	-0,017
19	-0,081	-0,202	-0,146	-0,043
20	-0,095	-0,273	-0,227	-0,070
21	-0,102	-0,210	-0,128	-0,021
22	-0,106	-0,235	-0,175	-0,053
23	-0,110	-0,211	-0,173	-0,021
24	-0,127	-0,225	-0,259	-0,078
25	-0,141	-0,215	-0,188	-0,047
<b>Média</b>	-0,119	-0,238	-0,192	-0,071
<b><math>\pm dp</math></b>	0,039	0,052	0,059	0,039

### 5.3 Qualidade dos Ajustes

A qualidade dos ajustes foi medida pelo coeficiente de determinação ( $R^2$ ), cujos valores da mediana e IIQ foram 0,90 (0,85 - 0,92). A Tabela 5 mostra os resultados de  $R^2$  referente a cada sujeito.

Tabela 6. Variância IRR de acordo com o modelo proposto

<b>Voluntários</b>	<b><math>R^2</math></b>
1	0,97
2	0,94
3	0,85
4	0,91
5	0,93
6	0,89
7	0,92
8	0,91
9	0,90
10	0,94
11	0,73
12	0,94
13	0,87
14	0,91
15	0,96
16	0,91
17	0,85
18	0,81
19	0,90
20	0,88
21	0,81
22	0,86
23	0,85
24	0,76
25	0,82
<b>Média</b>	0,9
<b>IIQ</b>	0,85 – 0,92

## 5.4 Correlação entre o $\dot{V}O_{2max}$ e os parâmetros do modelo

De acordo com ACSM (2014), os resultados de  $\dot{V}O_{2max}$  estimado de cada voluntário (Tabela 6) indicam um excelente nível de condicionamento físico estimado para a amostra selecionada, à exceção de dois casos (sujeitos 1 e 15)

Tabela 7: Consumo máximo de oxigênio

Voluntários	$VO_{2max}$ (ml.Kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )
1	26,22
2	48,32
3	54,67
4	55,70
5	63,70
6	52,20
7	57,69
8	54,79
9	53,63
10	55,09
11	63,60
12	51,20
13	59,24
14	58,50
15	27,62
16	51,08
17	57,11
18	50,06
19	61,72
20	58,01
21	62,44
22	52,51
23	50,73
24	63,16
25	60,41
<b>Mediana</b>	55,09
<b>IIQ</b>	51,17 – 59,53

O coeficiente de *Spearman* foi calculado para analisar possíveis correlações existentes entre os valores de  $\dot{V}O_{2\text{máx}}$  e os parâmetros do modelo. O  $\tau$  referente ao 3º degrau foi o único parâmetro que apresentou correlação, de forma inversa e moderada ( $r = -0,65, p = 0,0005, \alpha = 0,05$ ).

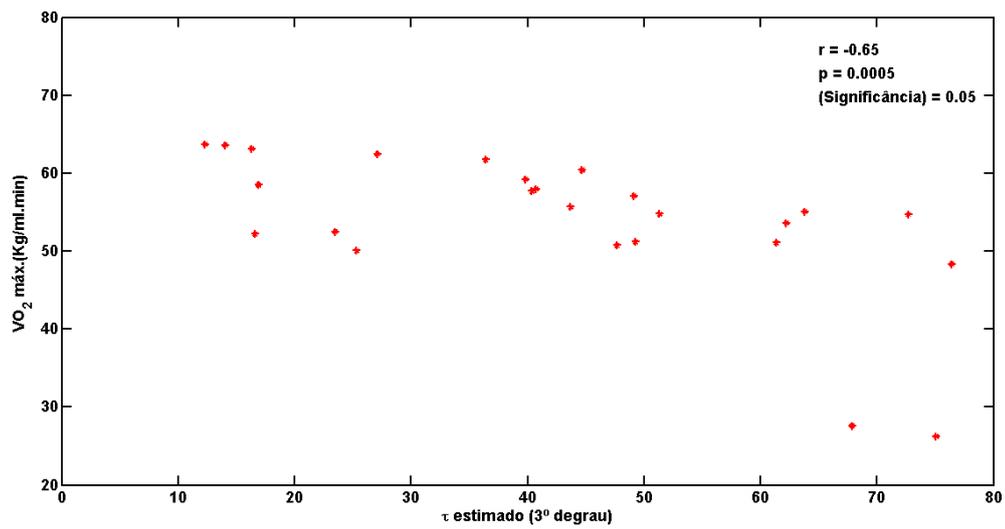


Figura 23. Correlação entre os valores de  $\dot{V}O_{2\text{máx}}$  e os de  $\tau$  referente ao 3º degrau.

# CAPÍTULO 6

## Discussão

Conforme visto na última seção do Capítulo 3 deste trabalho, pode-se observar uma evolução cronológica quanto a complexidade dos modelos de FC em situação de estresse físico. Como a FC é influenciada por muitas variáveis, é razoável que haja a evolução dos modelos, com conseqüente aumento do número de parâmetros, a fim de obter o máximo possível de informações sobre esta variável e os fatores que a rodeiam. Entretanto, quando a intenção é analisar o comportamento da resposta cronotrópica frente a diferentes intensidades de exercício, sem a pretensão de especificar a contribuição de cada sistema, cabe o emprego de modelos mais simples para a determinação de parâmetros que descrevam a cinética dessa variável.

### **6.1. Cinética da resposta cronotrópica cardíaca durante o exercício submáximo**

Tratando-se dos degraus 1 e 2, caracterizados pelo aumento da velocidade, foi visto que o ganho do segundo degrau ( $-0,235$  s/km/h) é praticamente o dobro do ganho do primeiro degrau ( $-0,123$  s/km/h), e o  $\tau$  praticamente quadruplicou (de 6,52 s foi para 24,55 s), confirmando a hipótese que tais constantes são dependentes da intensidade do esforço, de modo que para exercícios com intensidade moderada, quanto maior a intensidade maior será a variação da FC, assim como seu tempo de estabilização (WANG *et al*, 2006). SU *et al.* (2010) não observaram diferenças entre velocidades inferiores a 4,8 km/h, mas sim a partir disso. Com degraus de 1,6 km/h para aumento de velocidade, o maior ganho e constante de tempo, também ocorreram no degrau de maior intensidade (5,6 km/h até 7,2 km/h), com 32,91(bpm/mph) e 55,97 s, respectivamente. A não linearidade do comportamento da FC durante o esforço físico também foi observada em estudos que não optaram pela modelagem por partes,

mas sim por modelos propriamente não lineares com fins de controle, e obtiveram bons ajustes dos dados (Cheng *et al*, 2007; Cheng *et al*, 2008; Scalzi *et al*, 2012). Uma ressalva é que todos os trabalhos citados neste último tópico são de pequeno tamanho amostral ou estudo de caso, não tendo uma base estatística validada para extrair suas respectivas conclusões.

A variação desproporcional da FC, assim como seu tempo de estabilização, frente a degraus de mesma magnitude pode ser devido a três fatores: 1) O VS só contribui para o aumento do DC até aproximadamente 40% do  $VO_{2max}$ , tendo a FC a responsabilidade de elevar o aporte sanguíneo para a musculatura alvo em intensidades de exercício maiores do que essa, como acontece no degrau 2, gerando deste modo, possíveis descompensações; 2) Maior ativação simpática devido aos metabólitos locais; 3) O efeito do *drift* cardíaco. Estudos anteriores têm observado a existência desse fenômeno a partir de 10 min de exercício (COYLE e GONZÁLES-ALONSO, 2001), que é o exatamente o tempo de exercício alcançado no final do 2º degrau.

Comparando-se os degraus de aumento de intensidade com os de declínio, as diferenças observadas entre as constantes de tempo dos degraus 2 e 3 não foram significativas, já entre os ganhos, sim. SU *et al* (2010), por sua vez, obtiveram resultados antagônicos a este, com valores de  $\tau$  notavelmente maiores para o período de recuperação (degrau negativo de 0,8 km/h) e ganhos com mínimas diferenças, considerando velocidades acima de 4,8 km/h. É recorrente na literatura estudos apontarem menor variação da FC quando esta encontra-se em fase de declínio comparado a fase de aumento (JAVORKA *et al*, 2002); além de também ser dependente da intensidade do esforço. A lenta remoção de produtos do metabolismo e neurotransmissores estimuladores da FC são apontados como os principais responsáveis por esse comportamento durante a fase de redução da carga e recuperação pós esforço (OHUCHI *et al*, 2000).

O degrau 4 ( $\tau$  médio ( $\tau_m$ ) = 24,93 s e  $k$  médio ( $k_m$ ) = -0,065s/km/h) não pode ser comparado com os demais, pois é equivalente a 5 km/h; enquanto que os outros são degraus de 2 km/h. Sendo assim, considerando uma abordagem individual desse degrau, cuja principal característica é o retorno ao repouso, pode-se dizer que os resultados observados estão entre as faixas encontradas em trabalhos similares. Em relação a constante de tempo, Perini *et al* (1989) mostraram em seu estudo com homens jovens e sedentários, que para intensidades de esforço baixa a moderada (cargas de 50 W, 100 W e 150 W, referentes a 21%, 43% e 65% do  $VO_{2máx}$ , respectivamente) em exercício no cicloergômetro por 5 min, a FC apresentava comportamento monoexponencial durante os 5 min após o esforço, com valores médios de  $\tau$  equivalentes a 13,56 s, 32,73 s e 55,85 s. Além disso, o referido autor observou que para intensidade do esforço acima de 33% do  $VO_{2máx}$ , o  $\tau$  do período pós esforço aumentava de acordo com a carga, e para intensidades abaixo dessa, esse valor retornava aos encontrados no pré-exercício, após 1 min de recuperação.

## 6.2. Interpretação fisiológica dos parâmetros

Apesar deste não ser um dos objetivos do trabalho, é interessante citar que há informação no modelo que pode permitir interpretação fisiológica, tais quais: O aumento da influência simpática no comportamento da FC ao passo que a intensidade evolui. Logo, pode-se propor a hipótese que os parâmetros referentes aos degraus 2 e 3 possuem maior caráter simpático do que os demais. Como o ajuste teve início com o indivíduo em movimento, a ação da retirada vagal foi camuflada no atual modelo. No entanto, os coeficientes referentes ao 4º degrau podem ser supostamente interpretados como a rápida reativação do sistema parassimpático e a gradual queda do simpático (PERINI *et al*, 1989).

### 6.3. Correlação entre o $\dot{V}O_{2\max}$ e os parâmetros do modelo

A variabilidade dos resultados do  $\dot{V}O_{2\max}$  foi consideravelmente baixa, dificultando a avaliação de possíveis correlações entre os parâmetros ajustados pelo modelo. A única associação encontrada entre esses parâmetros e o  $\dot{V}O_{2\max}$  aconteceu para o  $\tau$  do degrau 3, com  $r = -0,65$  ( $p = 0,0056$ ,  $\alpha = 0,05$ ), sendo classificada como moderada. Com isso, pode-se supor que com o aumento do condicionamento físico a FC tende a diminuir mais rapidamente, quando a velocidade de caminhada baixar de 7 km/h para 5 km/h. Com resultados similares, Wang *et al* (2006) calcularam os valores de  $\tau$  por 5 min após o término do exercício em bicicleta ergométrica, com cargas de 75 W, 100 W e 125 W, e observaram em seu estudo que a constante de tempo pós exercício de carga igual a 75 W era a única significativamente diferente entre grupos separados pelo nível de condicionamento físico, medidos previamente pelo teste indireto submáximo proposto por Astrand e Rhymin (1954), e que esta apresentou correlação negativa com o  $VO_{2\max}$  ( $r = -0,8126$ ), passando a ser utilizada como índice de avaliação cardiovascular. Já HAJEK e BRODAN (1980) avaliaram o condicionamento físico a partir do *Harward step-test* (JOHNSON, 1943), um teste de subida e descida em um único degrau de 50,8 cm de altura, com ritmo de 30 degraus/min marcado por um metrônomo e duração de 5 min. Como resultado, observou que quanto maior o condicionamento físico do sujeito, menor a constante de tempo da FC e menor o ganho de estado estacionário frente ao aumento de intensidade.

De acordo com o que foi expresso nos parágrafos acima, é nítido o interesse da literatura sobre as possíveis correlações entre a cinética da FC e o nível de condicionamento físico apresentado. Entretanto, os testes utilizados para medição do  $\dot{V}O_{2\max}$ , incluindo o do atual estudo, foram de caráter indireto, ou seja, seus resultados

foram determinados a partir de equações, o que aumenta o erro da medida. Deste modo, deixa-se a contribuição quanto aos achados, e a sinalização de uma possível relação de causa e efeito entre as variáveis, incentivando-se futuras análises de regressão, a partir de medidas diretas do condicionamento físico e amostras com resultados mais heterogêneos.

#### **6.4. Limitações do Estudo**

O presente estudo apresentou as seguintes limitações: a amostra é limitada; o protocolo utilizado é constituído por poucos degraus, em baixas velocidades; perda dos sinais de ECG devido aos ruídos em excesso; utilização de teste indireto para determinação do  $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ , o que impossibilitou a tentativa de estimar esta variável por meio de algum dos parâmetros do modelo; homogeneidade dos resultados do  $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ ; difícil comparação dos resultados encontrados com outros estudos.

# Capítulo 7

## Conclusão

É possível utilizar um modelo exponencial de primeira ordem para descrever o comportamento cronotrópico cardíaco de sujeitos jovens e saudáveis, durante o exercício físico submáximo com variações de intensidade.

Em relação à cinética da FC, tanto as constantes de tempo quanto os ganhos apresentaram comportamento não linear, variando de acordo com a intensidade do esforço. O conhecimento dessas informações facilita o desenvolvimento de controladores da FC durante o esforço de baixa a moderada intensidade.

Há um indicativo de que o nível de condicionamento físico dos indivíduos tenha influência no tempo de estabilização da FC referente ao terceiro degrau, caracterizado pelo declínio da intensidade mais elevada do teste (7 km/h). Novos estudos a respeito são necessários para confirmar esses dados, utilizando-se medidas de consumo direto de oxigênio e amostras com maior dispersão desta variável.

# Referências

- AIRES, M. D. M., OUTROS. **Fisiologia**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1999.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. ACSM's **Guidelines for Exercise Testing and Prescription** (9th ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- ASMUSSEN, E., JOHANSEN, S. H., JORGENSEN, M., NIELSEN, M. "On the nervous factors controlling respiration and circulation during exercise," **Acta Physiologica Scandinavica**, v.63, pp. 343-350, 1965.
- ASTRAND, K. K P. and RYHMING, I., "A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during submaximal work", **J Appl Physiol**, v. 7, pp. 218-221, 1954.
- ASTRAND, P.O., OUTROS. **Tratado de Fisiologia do trabalho**. Artmed, 2006.
- ASTROM, K.J., E MURRAY. R. M., **Feedback Systems: An Introduction for Scientists and Engineers**. Draft, 2007.
- BRODAN, V ., HAJEK, M., KUHN, E. "An analog model of pulse rate during physical load and recovery", **Physiologia Bohemoslovaca**, vol. 20, pp. 189–198, 1971.
- CHENG, T.M., SAVKIN, A.V., CELLER, B.G., *et al.* "A nonlinear dynamic model for heart rate response to treadmill walking exercise", **In: Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS**, v. 23, pp.2988 – 2991, Lyon, France, Agosto, 2007.
- COYLE, E. F. e GONZÁLEZ-ALONSO, J., "Cardiovascular Drift During Prolonged Exercise: New Perspectives", **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.0091-6631/2902, pp. 88 –92, 2001.
- COOTE, J.H., HILTON, S.M., PEREZ-GONZALEZ, J.F. "The reflex nature of the pressor response to muscular exercise", **J Physiol**, v. 215, pp. 789–804, 1971.
- DA SILVA, H. A. D.. "Controle em Malha Fechada da Frequência Cardíaca Utilizando Esteira Ergométrica. Projeto de Graduação, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2015.

- DRAPER, NR., E SMITH, H. **Applied Regression Analysis**. 3 Ed. Canadá,1998.
- EBBELING CB, WARD A, PULEO EM, WIDRICK J, RIPPE JM. "Development of a single-stage submaximal treadmill walking test", **Medicine and Science in Sports and Exercise**.,vol.23, pp. 966-973,1991.
- FISHER, J. P., SEIFERT, T., HARTWICH, D., *et al.* "Autonomic control of heart rate by metabolically sensitive skeletal muscle afferents in humans", **The Journal of physiology**, v. 588, n. 7, pp. 1117 - 1127, 2010.
- FOX, SM.,NAUGHTON, JP., HASKELL, WL. "Physical activity and the prevention of coronary heart disease", **Ann Clin Res**, v.3, n.6, pp.404-32, 1971.
- GUYTON, A. C., HALL, J. E., GUYTON, A. C. **Tratado de Fisiologia Médica**. Elsevier Brasil, 2012.
- HAJEK, M., POTUCEK, J., BRODAN, V. "Mathematical model of heart rate regulation during exercise", **Automatica**, vol. 16, pp. 191–195, 1980.
- Hill, AV., Lupton H. "Muscular exercise, lactic acid, and the supply and utilization of oxygen". **Q J Med**. Vol.16, pp.135-171,1923.
- HUGHSON, R. L. "Regulation of blood flow at the onset of exercise by feed forward and feedback mechanisms," **Can. J. Appl. Physiol.**,vol. 28, n. 5, pp. 774-787, 2003.
- HUNT, KJ., FANKHAUSER, SE., SAENGSIWAN, J. "Identification of heart rate dynamics during moderate-to-vigorous treadmill exercise", **BioMed Eng OnLine**. Vol. 14, n.117, pp.1-13, 2015.
- IELLAMO, F. "Neural mechanisms of cardiovascular regulation during exercise", **Autonomic Neuroscience**, v. 90, n. 1, pp. 66-75, 2001.
- JACKSON, A. S., POLLOCK, M. L. "Practical assessment of body composition", **Physician and Sports medicine**, v. 13, n. 5, pp. 76, 1985.
- JAVORKA, M., ZILA, I., BALHAREK, T. and JAVORKA, K., "Heart rate recovery after exercise: relations to heart rate variability and complexity", **Brazilian Journal of Medical and Biological Research** , v. 35, pp. 991 –1000, 2002.

- JOHANSEN, S. H., JØRGENSEN, M., MOLBECH, S. "Effect of (+) tubocurarine on respiratory and non-respiratory muscle power in man," **Journal of Applied Physiology**, v.19, pp.990-994, 1964.
- JOHANSSON, J.E. "Über die einwirkung der muskeltaetigkeit auf die atmung und herztätigkeit", **Scandinavian Archives of Physiology**, v.5, pp.20-66, 1893.
- KAUFMAN, MP., LONGHURST J.C., RYBICKI, K.J., *et al.* "Effects of static muscular contraction on impulse activity of groups III and IV afferents in cats", **J Appl Physiol**, v.55, pp. 105-112, 1983.
- KINGSLEY, M., LEWIS, M. J., MARSON, R. E., "Comparison of Polar 810s and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise." **International Journal of Sports Medicine**, v. 26, pp. 39-44, 2005.
- LAGARIAS, JC., REEDS, JA., WRIGHT, MH., WRIGHT PE., "Convergence Properties of the Nelder-Mead Simplex Method in Low Dimensions", **SIAM J.Optim**, v.9, n.1, pp.112-147, 1998.
- LE, A., JAITNER, T., TOBIAS, F., LITZ, L. "A Dynamic Heart Rate Prediction Model for Training Optimization in Cycling," **The Engineering of Sport 7 - V.1**, Springer Verlag France, 2009.
- LINNARSSON D, "Dynamics of pulmonary gas exchange and heart rate changes at start and end of exercise", **Acta Physiol. Scand. Suppl**, vol. 415, pp.1-68, 1974.
- MASTROCOLLA, L. E., BRITO, A., BRITO, F., *et al.* "Consenso nacional de ergometria", **Arq Bras Cardiol**, v. 65, n. 2, pp. 189 - 211, 1995.
- MCARDLE, W. D., KATCH, F. I., KATCH, V. L. **Fisiologia do Exercício: Energia, Nutrição e Desempenho Humano**. 7 Ed, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2011.
- MORGAN, W.P., RAVEN, P.B., DRINKWATER, B.L., HORVATH, S.M. "Perceptual and metabolic responsivity to standard bicycle ergometry following various hypnotic suggestions", **International Journal of Clinical and Experimental Hypnosis**, v. 21, pp. 86-101, 1973.

- MOTULSKY, H., CHRISTOPOULOS, A. **Fitting Models to Biological Data using Linear and Nonlinear Regression. A practical guide to curve fitting** 4 Ed. San Diego, GraphPad, 2003.
- NELDER, JA., E MEAD, R., “ A Simplex Method for Function Minimization”, pp.308-313, 1965.
- NOBREGA, A. C. L., ARAUJO, C. “Heart rate transient at the onset of active and passive dynamic exercise”, **Medicine and science in sports and exercise**, v. 25, n. 1, pp. 37-41, 1993.
- NOBREGA, A.C.L., O’LEARY, D., SILVA, B. M., *et al.* “Neural Regulation of Cardiovascular Response to Exercise: Role of Central Command and Peripheral Afferents”, **Bio Med Research International**, 2014.
- OHUCHI, H.; SUZUKI, H.; YASUDA, K.; ARAKAKI, Y .; ECHIGO, S.; KAMIYA, T . “Heart rate recovery after exercise and cardiac autonomic nervous activity in children”, **Pediatric Research**, Baltimore, v .47. n.3, p.329-35, 2000.
- O’LEARY, D.S., SALA-MERCADO J.A., HAMMONDETAL, R.L. “Muscle metaboreflex-induced increases in cardiac sympathetic activity vasoconstrict the coronary vasculature”, **Journal of Applied Physiology**, v.103, n. 1, pp.190–194, 2007.
- PERINI, R., ORIZIO, C., BASELLI, G., *et al.* “The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability”, **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 61, n. 1-2, pp. 143-148, 1990.
- PINO AV, Costa JCGD, JANDRE FC, GIANNELLA Neto A. “Mecânica – Um programa para análise do sistema respiratório”. **In: XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**; São José dos Campos, Brasil. 2002.
- PINO AV, KAGAMI LT, JANDRE FC, GIANNELLA Neto A. “DAS - Um Programa de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar”. **In: III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica**, João Pessoa, Brasil. Vol. 5, p. 765-768, 2004.
- PISKORSKI, J., GUZIK, P., “Filtering Poincaré plots.”, **Computational Methods in Science and Technology**, v. 11, n. 1, pp. 39-48, 2005.
- ROWELL, L.B. **Human Cardiovascular Control**. Oxford Univ. Press, New York, 1993.

- ROWELL, L. B., O'LEARY, D. S. "Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes", **Journal of Applied Physiology**, v. 69, n. 2, pp. 407-418, 1990.
- SCALZI S, TOMEI P, VERRELLI CM. "Nonlinear control techniques for the heart rate regulation in treadmill exercises". **IEEE Trans Biomed Eng**, v.59(3), pp.599–603, 2012.
- SHETLER, K., MARCUS, R., FROELICHER, V. F., et al., "Heart rate recovery: validation and methodologic issues", **J Am Coll Cardiol.**, v.38, pp.1980 – 1987, 2001.
- SIRI, W. E., 1961, "Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods", **Techniques for Measuring Body Composition**, v.61, pp. 223-244, 1961.
- STIRLING JR, ZAKYNTHINAKI M S and BILLAT V L, "Modelling and analysis of the effect of training on VO<sub>2</sub> kinetics and anaerobic capacity", **Bul. Math. Biol.** vol. 70, n.5, pp.1348-1370, 2008.
- SU S, WANG L, CELLER B, SAVKIN A, GUO Y. "Identification and control for heart rate regulation during treadmill exercise". **IEEE Trans Biomed Eng**; v.54, n.7, pp.1238-46., 2007
- SU SW, CHEN W, LIU D, *et al.*, "Dynamic Modelling of Heart Rate Response Under Different Exercise Intensity", **The Open Medical informatics Journal**, vol. 4, pp. 81-85, 2010.
- TULPPO, M. P., MAKIKALLIO, T. H., SEPPANEN, T., et al. "Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness", **American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology**, v. 274, n. 2, pp. H424-H429, 1998.
- WANG L, SU S, CELLER B. "Time constant of heart rate recovery after low level exercise as a useful measure of cardiovascular fitness." **In: Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)**, New York, USA, September, 2006.
- WILLIAMSON, J., NOBREGA, A.C.L., WINCHESTER, *et al.* "Instantaneous heart rate increase with dynamic exercise: central command and muscle-heart reflex

contributions," **Journal of Applied Physiology**, v.78, n.4, pp. 1273–1279, 1995.