Felipe Person Malta

**Análise experimental da variabilidade da frequência
cardíaca e sua relação com o sistema de controle
cardiorrespiratório em condições de exercício físico
moderado e intenso**

São Paulo

2018

Felipe Person Malta

**Análise experimental da variabilidade da frequência
cardíaca e sua relação com o sistema de controle
cardiorrespiratório em condições de exercício físico
moderado e intenso**

Dissertação a ser apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Área de concentração:
Engenharia Mecânica de Energia e Fluidos

Orientador:
Prof. Dr. Jurandir Itizo Yanagihara

São Paulo

2018

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, _____ de _____ de _____

Assinatura do autor: _____

Assinatura do orientador: _____

Catálogo-na-publicação

Malta, Felipe Person

Análise experimental da variabilidade da frequência cardíaca e sua relação com o sistema de controle cardiorrespiratório em condições de exercício físico moderado e intenso / F. P. Malta -- versão corr. -- São Paulo, 2018. 227 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1.Frequência Cardíaca (Variabilidade) 2.Ergometria 3.Medidas e Avaliação da Educação Física 4.Teste Ergométrico I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.

Ao meu avô Hédio, cujo apoio e conselhos sempre foram essenciais na formação do meu caráter e nas minhas atitudes.

À minha mãe Tânia, que batalhou durante toda a vida para que tivesse sempre condições de ser o meu melhor.

Ao meu padrasto João que me incentivou a correr atrás daquilo que sempre almejei.

Ao meu irmão Fábio, que por diversas vezes me tirou de minhas trevas com muito amor e carinho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos participantes da pesquisa que tornaram possível a realização desse trabalho.

Aos médicos e colegas do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas que sempre foram atenciosos e prestativos durante todo o projeto.

Ao meu orientador Jurandir e ao meu mentor Cyro pelos excelentes conselhos e paciência durante toda minha jornada até aqui.

Aos meus amigos e colegas da Universidade de São Paulo que me auxiliaram durante essa jornada, com uma grande amizade e cumplicidade.

Aos funcionários e professores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PPGEM) da Universidade de São Paulo.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela concessão de bolsa de estudos para a realização desse trabalho.

Ao meu querido irmão Fábio que carinhosamente revisou toda a parte escrita do trabalho, em pouquíssimo tempo, para que ficasse o melhor possível.

À minha madrinha Rita e meu padrinho Cícero que, mesmo sem saberem, me deram o último gás necessário para a conclusão do trabalho.

À minha mãe, avô, padrasto e todos da minha família que me apoiaram e incentivaram para a realização desse sonho.

—

*"Renova-te.
Renasce em ti mesmo.
Multiplica os teus olhos, para verem mais.
Multiplica-se os teus braços para semeares tudo.
Destrói os olhos que tiverem visto.
Cria outros, para as visões novas.
Destrói os braços que tiverem semeado.
Para se esquecerem de colher.
Sê sempre o mesmo.
Sempre outro. Mas sempre alto.
Sempre longe.
E dentro de tudo."
(Cecília Meireles)*

RESUMO

As oscilações dos intervalos entre batimentos cardíacos consecutivos, denominadas variabilidade da frequência cardíaca (VFC), são um fenômeno esperado durante a realização de exercícios físicos, cuja relação com o sistema nervoso autônomo permite estimar correlações entre o sistema respiratório e circulatório. O objetivo desse trabalho é verificar as possíveis correlações entre os limiares obtidos pelo ergoespirômetro (LV_1 e LV_2) e a variabilidade da frequência cardíaca, através do gráfico de Poincaré no domínio do tempo e do modelo Autorregressivo no domínio tempo-frequencial, durante a realização de exercício físico progressivo máximo. Foram coletados os volumes expirados ($\dot{V}CO_2$, $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}_E$) e também os intervalos R-R de 17 corredores, divididos em treinamento regular (9 indivíduos; idade: $33,3 \pm 10,0$ anos; peso: $72,7 \pm 6,3$ kg; altura: $177,2 \pm 7,0$ cm; vel. treino: $4,3 \pm 0,6$ min/km) e em treinamento irregular (8 indivíduos; idade: $34,6 \pm 9,0$ anos; peso: $72,6 \pm 10,0$ kg; altura: $170,6 \pm 9,9$ cm; vel. treino: $5,3 \pm 0,6$ min/km). A série R-R foi filtrada para retirar batimentos ectópicos e, para a análise autorregressiva, foram reamostradas (4 Hz) e suavizadas (*Butterworth* 4ª ordem, passa-banda). Para o Gráfico de Poincaré, três critérios foram avaliados: Crit. 1 - $SD_1 < 3$ ms em cada estágio de velocidade, com valores obtidos a cada 4 min; Crit. 2 - $SD_1 < 3$ ms ao longo de todo exercício, com valores obtidos a cada 1 min; Crit. 3 - diferença entre dois valores consecutivos de SD_1 , em cada estágio de velocidade, menor do que 1 ms. Os três critérios apresentaram dispersões razoáveis quando comparados ao LV_1 , porém o grupo de treinamento irregular demonstrou diferenças mais significativas que o grupo regular quando avaliados para $(\%VO_2)_E$. No modelo autorregressivo, os parâmetros Low Frequency (LF) e High Frequency (HF) diminuíram consideravelmente após o início do exercício, sendo que a LF possui valores superiores. A análise tempo-frequencial ainda é um tópico pouco estudado na área de exercícios físicos, mas demonstra grande potencial para se obter correlações entre os limiares ventilatórios e a variabilidade, uma vez que pode-se representar a potência das bandas de frequência ao longo do tempo através do espectrograma. Conclui-se que a VFC é uma técnica promissora, mas necessita de maiores estudos quanto à regulação do sistema nervoso autônomo frente a resposta cardíaca, quando colocado em uma situação de estresse como o exercício físico.

Palavras-chave: frequência cardíaca (variabilidade). ergometria. medidas e avaliação da educação física. teste ergométrico.

ABSTRACT

Fluctuations of the intervals between consecutive heart beats, called heart rate variability (HRV), are an expected phenomenon during physical exercises, whose relationship with the autonomic nervous system allows to estimate correlations between the respiratory and circulatory systems. The aim of this study is to assess the possible correlations between the ventilatory thresholds obtained by ergospirometer (LV_1 and LV_2) with the heart rate variability, through the Poincaré plot in the time domain and Autoregressive model in the time-frequency domain during maximal progressive exercise. The expired volumes ($\dot{V}CO_2$, $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}_E$) and the R-R intervals were collected for 17 runners, divided into regular training (9 subjects; age: $33,3 \pm 10,0$ years; weight: $72,7 \pm 6,3$ kg; height: $177,2 \pm 7,0$ cm; training speed: $4,3 \pm 0,6$ min/km) and irregular training (8 subjects; age: $34,6 \pm 9,0$ years; weight: $72,6 \pm 10,0$ kg; height: $170,6 \pm 9,9$ cm; training speed: $5,3 \pm 0,6$ min/km). The R-R series was filtered to remove ectopic beats and, for autoregressive analysis, were re-sampled (4 Hz) and smoothed (Butterworths 4^a order, bandpass). For the Poincaré plot, three criteria were evaluated: Crit. 1 - $SD_1 < 3$ ms at each stage of velocity, with values obtained every 4 min; Crit. 2 - $SD_1 < 3$ ms throughout the exercise, with values obtained every 1 min; Crit. 3 - difference between two consecutive values of SD_1 , at each speed stage, less than 1 ms. The three criteria presented reasonable dispersions when compared to LV_1 , but the irregular training group showed more significant differences than the regular group when evaluated for $(\%VO_2)_E$. In the autoregressive model, the Low Frequency (LF) and High Frequency (HF) parameters decreased considerably after the beginning of the exercise, and the LF had higher values. The time-frequency analysis is still a understudied topic in the of physical exercises, but it shows great potential to obtain correlations between ventilatory thresholds and variability, since it is possible to represent the power of the frequency bands over time through the spectrogram. It is concluded that HRV is a promising technique, but it needs more studies regarding the regulation of the autonomic nervous system against the cardiac response when placed in a stress situation such as physical exercise.

Keywords: heart rate (variability). ergometry. measures and evaluation of physical education. ergometric test.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Visão em corte do miocárdio com a representação da circulação sanguínea em seu interior.	37
Figura 2 – Diagrama de Wiggers do ventrículo esquerdo.	38
Figura 3 – Atuação dos nervos simpáticos e parassimpáticos no coração.	41
Figura 4 – Divisão do trato respiratório e zonas funcionais do sistema respiratório.	42
Figura 5 – Fatores que influenciam a frequência cardíaca durante o exercício físico.	45
Figura 6 – Distribuição de densidade de uma amostra para obtenção do <i>triangular index</i> e TINN.	53
Figura 7 – Diferença de resolução da STFT e da WT no domínio da frequência	57
Figura 8 – Representação do gráfico de Poincaré.	62
Figura 9 – Diagrama dos métodos matemáticos utilizados na análise da VFC.	64
Figura 10 – Corredor durante a realização do exercício físico, sujeito ao protocolo proposto.	73
Figura 11 – Comparação entre os dados filtrados e originais, para o corredor 8.	75
Figura 12 – Espectrograma com escala de cores na análise tempo-frequencial, através do modelo Auto-Regressivo.	77
Figura 13 – Tacograma do Intervalo RR de um dos corredores, junto a linha de tendência construída pelo polinômio de grau 20.	79
Figura 14 – Retirada das tendências do tacograma original, aproximando os valores centrais para zero.	80
Figura 15 – Procedimento para análise tempo-frequencial através do método AR.	81
Figura 16 – Filtro Butterworth de 4ª ordem do tipo passa faixa, para a faixa de 0,04 a 1 Hz que abrange as frequências da LF e HF.	81
Figura 17 – Comportamento dos valores de $(\% \dot{V}O_2)_{SD1}$ como uma função de $(\% \dot{V}O_2)_E$ para o primeiro limiar ventilatório (LV_1).	86
Figura 18 – Comportamento dos valores de $(\% \dot{V}O_2)_{SD1}$ como uma função de $(\% \dot{V}O_2)_E$ para o segundo limiar ventilatório (LV_2).	87
Figura 19 – Comportamento dos valores de $(Vel)_{SD1}$ como uma função de $(Vel)_E$ para o primeiro limiar ventilatório (LV_1).	88
Figura 20 – Comportamento dos valores de $(Vel)_{SD1}$ como uma função de $(Vel)_E$ para o segundo limiar ventilatório (LV_2).	89
Figura 21 – Distribuição dos valores de SD_1 e SD_2 ao longo do desenvolvimento do exercício, para o corredor 1 (grupo de treinamento regular).	90
Figura 22 – Distribuição dos valores de SD_1 e SD_2 ao longo do desenvolvimento do exercício, para o corredor 10 (grupo de treinamento irregular).	91

Figura 23 – Valores de SD_1/SD_2 para o corredor 1 (grupo de treinamento regular).	92
Figura 24 – Valores de SD_1/SD_2 para o corredor 10 (grupo de treinamento irregular).	92
Figura 25 – Tacograma e espectrograma do corredor 4 (grupo de treinamento regular).	94
Figura 26 – Tacograma e espectrograma do corredor 12 (grupo de treinamento irregular).	95
Figura 27 – Potências das bandas LF e HF, provenientes da aplicação do modelo autorregressivo tempo-frequencial para o corredor 1 do grupo de treinamento regular.	98
Figura 28 – Relação provenientes da aplicação do modelo autorregressivo tempo-frequencial para o corredor 1 do grupo de treinamento regular.	99
Figura 29 – Potências das bandas LF e HF, provenientes da aplicação do modelo autorregressivo tempo-frequencial para o corredor 10 do grupo de treinamento irregular.	100
Figura 30 – Potências provenientes da aplicação do modelo autorregressivo tempo-frequencial para o corredor 10 do grupo de treinamento irregular.	101
Figura 31 – Filtragem dos dados para o grupo de treinamento regular	128
Figura 32 – Filtragem dos dados para o grupo de treinamento irregular	130
Figura 33 – Distribuição do SD_1 e SD_2 para o grupo de treinamento regular	134
Figura 34 – Distribuição do SD_1 e SD_2 para o grupo de treinamento irregular	139
Figura 35 – Distribuição da relação SD_1/SD_2 para o grupo de treinamento regular	144
Figura 36 – Distribuição da relação SD_1/SD_2 para o grupo de treinamento irregular	149
Figura 37 – Espectrograma para o grupo de treinamento regular	154
Figura 38 – Espectrograma para o grupo de treinamento irregular	159
Figura 39 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 1	164
Figura 40 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 2	166
Figura 41 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 3	168
Figura 42 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 4	170
Figura 43 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 5	172
Figura 44 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 6	174
Figura 45 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 7	176
Figura 46 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 8	178
Figura 47 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 9	180
Figura 48 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 10	182
Figura 49 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 11	184
Figura 50 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 12	186
Figura 51 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 13	188
Figura 52 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 14	190
Figura 53 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 15	192
Figura 54 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 16	194

Figura 55 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 17 196

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	–	Descrição dos volumes e capacidades pulmonares dado pela espirometria.	43
Tabela 2	–	Principais parâmetros fisiológicos avaliados na ergoespirometria.	46
Tabela 3	–	Dados antropométricos dos corredores de treino regular e irregular. . .	73
Tabela 4	–	Resumo dos critérios, equipamentos e métodos utilizados no trabalho. .	82
Tabela 5	–	Valores de $\%(\dot{V}O_2)_{máx}$ e $\dot{V}O_2$ obtidos para os grupos de treinamento regular e irregular para os parâmetros obtidos nos laudos (LV_1 e LV_2) e para os critérios 1, 2 e 3.	85

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ApEn	<i>Aproximate entropy</i>
AR	Modelo Autorregressivo
ARIMA	Modelo autorregressivo de médias móveis
ARMA	<i>Autoregressive moving average</i>
ATP	Trifosfato de adenosina
bpm	Batimentos por minuto
Cappesq	Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa
CD	<i>Correlation dimension analysis</i>
CE	<i>Compression entropy</i>
CO_2	Dióxido de carbono
CWT	<i>Continuous Wavelet transform</i>
DFA	<i>Detrended fluctuation analysis</i>
DWT	<i>Discrete Wavelet transform</i>
ECG	Eletrocardiograma
FC	Frequência cardíaca
FFT	<i>Fast Fourier transform</i>
FIR	<i>Finite impulse filter</i>
FT	<i>Fourier transform</i>
H^+	Hidrogênio livre
HF	High frequency
HCO_3^-	Íon bicarbonato
HOS	<i>High order spectra</i>
IIR	<i>Infinite impulse filter</i>

LA	Limiar anaeróbio
La	Lactato
LF	Low frequency
LiGLI	Limiar de glicemia
LL	Limiar do lactato
LV_1	Primeiro limiar ventilatório
LV_2	Segundo limiar ventilatório
LiVFC	Limiar da variabilidade da frequência cardíaca
MA	<i>Multifractal analysis</i>
MSE	<i>Multiscale entropy</i>
NN50	Quantidade de pontos entre sucessivos intervalos NN cuja diferença é maior que 50 ms
O_2	Oxigênio
PCR	Ponto de compensação respiratória
PDFC	Ponto de deflexão da frequência cardíaca
PIFC	Ponto de inflexão da frequência cardíaca
PIC	<i>Power-law correlation</i>
pH	Grau de acidez
PSD	Espectro de potência do modelo autorregressivo
Q	Débito cardíaco
QR	Quociente respiratório
rMSSD	Raiz quadrada das sucessivas diferenças ao quadrado entre intervalos NN adjacentes
rpm	Revoluções por minuto
SampEn	<i>Sample entropy</i>
SDANN	Desvio padrão da média de curtos intervalos NN
SDNN	Desvio padrão do intervalo NN

SDSD	Desvio padrão entre sucessivas diferenças de intervalos NN adjacentes
SENN	Média do erro padrão
SNA	Sistema nervoso autônomo
SNP	Sistema nervoso parassimpático
SNS	Sistema nervoso simpático
SPWVD	<i>Smoothed pseudo Wigner-Ville distribution</i>
STFT	<i>Short term Fourier transform</i>
TINN	<i>Triangular interpolation of NN interval histogram</i>
TP	Total power
ULF	Ultra low frequency
VCD	Variabilidade de curta duração
$\dot{V}O_2$	Volume de dióxido de carbono
$\dot{V}E$	Ventilação pulmonar
VFC	Variabilidade da frequência cardíaca
VLD	Variabilidade de longa duração
VLF	Very low frequency
$\dot{V}O_2$	Volume de oxigênio
$\dot{V}O_{2max}$	Volume máximo de oxigênio durante a realização de esforço
VS	Volume sistólico
WT	<i>Wavelet transform</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

a	Fator de escala
$a(n_a + 1)$	Polos da função de transferência
a_j	Parâmetro modelo no modelo autorregressivo
α	Nível de significância
b	Fator de integração
$b(n_b + 1)$	Zeros da função de transferência
f	Frequência
f_r	Frequência de reamostragem
$f(t)$	Função a ser integrada nos modelos matemáticos
g_M	Suavização simétrica da frequência
h_N	Suavização simétrica do tempo
$H(z)$	Função de transferência
m	Duração média dos intervalos NN
M	Tamanho da janela de g_M
m_s	Índice discreto da frequência
n	Quantidade total de pontos
N	Tamanho da janela de h_N
NN_i	Intervalo entre dois batimentos normais
NN_{i+1}	Próximo intervalo entre dois batimentos normais
$\overline{NN}$	Média dos intervalos NN
n_s	Índice discreto do tempo
p	Valor-p do método <i>One Way</i> ANOVA
p_{AR}	Ordem do modelo autorregressivo

RR_i	Valor instatâneo do intervalo RR
$\overline{RR}_{méd}$	Média aritmética dos cinco valores anteriores e posteriores do intervalo RR
r_x	Função de correlação instantânea
σ^2	Variância do ruído branco
σ_{RR}	Desvio-padrão dos intervalos RR
SD_1	Variabilidade instantânea batida-a-batida
SD_2	Variabilidade contínua de longa duração
t	Instante de tempo
τ	Tempo de execução
u_k	Ruído do modelo autorregressivo
$w(t)$	Função de janela
$x(t)$	Amostra da série temporal
x_k	Valor do sinal do modelo autorregressivo, no tempo k
ψ	<i>Mother wavelet</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	31
1.1	Objetivo	32
1.2	Organização do Trabalho	32
2	CONCEITOS FISIOLÓGICOS	35
2.1	Sistema Cardiovascular	35
2.1.1	Sistema Nervoso Simpático e Parassimpático	39
2.2	Sistema Respiratório	40
2.3	O Exercício Físico e a Resposta Cardiorrespiratória	43
3	MÉTODOS MATEMÁTICOS PARA ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA	49
3.1	Modelos no domínio do tempo	49
3.1.1	Métodos Estatísticos	49
3.1.2	Métodos Geométricos	52
3.2	Modelos no domínio da frequência	53
3.2.1	Modelos Autorregressivos - AR	56
3.3	Métodos Não-Lineares	59
3.3.1	Gráfico de Poincaré	61
4	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA DOS ESTUDOS SOBRE A VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA APLICADA EM EXERCÍCIOS FÍSICOS	65
5	MATERIAIS E MÉTODOS	71
5.1	Equipamentos e Critérios de Seleção	71
5.2	Algoritmo de Análise	72
5.2.1	Filtragem das Amostras	74
5.2.2	Gráfico de Poincaré	75
5.2.3	Modelo Autorregressivo	76
5.2.3.1	Janelamento	76
5.2.3.2	Espectro de Potência	78
5.2.3.3	Retirada das Tendências	78
5.2.3.4	Suavização dos Valores da VLF	79
5.2.4	Resumo dos Parâmetros do Trabalho	80
6	RESULTADOS	83

6.1	Gráfico de Poincaré	83
6.2	Modelo Autorregressivo	91
7	DISCUSSÃO	103
7.1	Panorama Conceitual	103
7.2	Considerações sobre as Variáveis Temporais	104
7.3	Considerações sobre as Variáveis Frequentiais	107
7.4	Influência do Treinamento na Resposta Cardiovascular	108
7.5	Desafios Apresentados	110
7.6	Limitações do Estudo	112
8	CONCLUSÃO	113
8.1	Trabalhos Futuros	114

REFERÊNCIAS	115
-----------------------	-----

APÊNDICES 125

APÊNDICE A – FILTRAGEM DOS DADOS EXPERIMENTAIS ORIGINAIS, APLICADO A TODOS OS CORREDORES	127
--	-----

APÊNDICE B – DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES DE SD_1 E SD_2 AO LONGO DO TEMPO, PARA TODOS OS CORREDORES	133
--	-----

APÊNDICE C – DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES DE SD_1/SD_2 AO LONGO DO TEMPO, PARA TODOS OS CORREDORES	143
--	-----

APÊNDICE D – ESPECTROGRAMA OBTIDO ATRAVÉS DO MODELO AUTORREGRESSIVO, PARA TODOS OS CORREDORES	153
---	-----

APÊNDICE E – DISTRIBUIÇÃO DAS BANDAS LF, HF, LF/HF E NLF OBTIDO ATRAVÉS DO MODELO AUTORREGRESSIVO, PARA TODOS OS CORREDORES	163
---	-----

APÊNDICE F – CÓDIGO DE ANÁLISE - CARDIOVAR	199
--	-----

1 INTRODUÇÃO

O corpo humano tem diversos controladores com a função de manter as concentrações de O_2 e CO_2 em um nível adequado para seu funcionamento. Os reguladores do sistema cardiorrespiratório atuam principalmente na ventilação e na circulação. A realização de exercícios físicos provoca diversas modificações no corpo humano, especialmente nos sistemas circulatórios e respiratórios, aumentando o metabolismo do corpo para tentar manter a homeostase durante essas mudanças. As principais mudanças do corpo humano, para manutenção do exercício, consistem no aumento da produção de ácido láctico, maior necessidade de O_2 , produção de CO_2 e geração de calor através dos músculos. Para contrabalancear essas necessidades, espera-se um aumento na ventilação pulmonar, fluxo sanguíneo, liberação de O_2 para o músculo, remoção de CO_2 do metabolismo e remoção de calor do organismo.

Um dos principais métodos para avaliar o comportamento do corpo humano durante a prática do exercício físico é a ergoespirometria, que consiste na medição da ventilação pulmonar e das concentrações dos gases expirados. É reconhecida como um dos melhores meios de se avaliar a capacidade funcional de um indivíduo, permitindo ainda, a partir da análise dos gases, a obtenção de importantes variáveis fisiológicas, como o gasto energético, o quociente respiratório e a concentração dos gases no pulmão.

Alguns sistemas permitem a obtenção de limiares aeróbios que indicam o início da exaustão e, portanto, podem ser usados como índice de desempenho. Também sabe-se que é possível detectar um limiar equivalente examinando as mudanças na VFC durante um exercício progressivo. O uso do ergoespirômetro e do lactato sanguíneo na análise do exercício físico já foram foco de muitos estudos, sendo o ergoespirômetro considerado como padrão-ouro na determinação dos limiares ventilatórios.

A análise da variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é um método promissor para determinação de índices de desempenho durante o exercício físico. A VFC pode ser obtida com um monitor cardíaco portátil, ou seja, é um método não-invasivo e de baixo custo. Num contexto geral, pode-se dividir as análises da VFC em três grandes grupos: domínio do tempo, domínio da frequência, e as análises não-lineares. Os dois primeiros concentram a maioria dos artigos publicados na avaliação da VFC para exercícios físicos, visto que são facilmente implementados e permitem a comparação entre seus índices. Para o domínio do tempo, os métodos mais utilizados na literatura são médias, variâncias e o gráfico de Poincaré, sendo esse passível de aplicação de dois critérios principais, propostos por Tulppo et al. (1) e por Lima e Kiss (2), a fim de correlacionar seus índices SD_1 e SD_2 com os principais limiares ventilatórios (LV_1 e LV_2) obtidos a partir de laudo técnico realizado

por um fisiologista, utilizado na prescrição do exercício.

No domínio da frequência, as técnicas da Transformada de Fourier, Wavelet Transform e Modelos Autorregressivos são as mais comuns, uma vez que a última possui algumas vantagens quando comparadas às outras duas, principalmente pelo tamanho da janela ser influenciada apenas pela ordem do modelo utilizada, obtendo uma boa resolução frequencial e, se necessário, no domínio do tempo. Para esses métodos, os índices de potência da Low Frequency ($0,04 < LF < 0,15$), da High Frequency ($0,15 < HF < 0,40$) e a razão LF/HF são usualmente encontrados a fim de correlacionar seus valores com o sistema nervoso autônomo simpático ou parassimpático, uma vez que eles são ditos responsáveis pela modulação da frequência cardíaca.

A união dos domínios do tempo e da frequência faz com que seja possível aplicar técnicas tempo-frequenciais, que são as mesmas que as frequenciais, mas com a aplicação de outras janelas ao longo do tempo para que a informação temporal não se perca, sendo possível representar seus resultados em espectrogramas que possuem informações do tempo, frequência e potência na qual se comportou a VFC ao longo de todo o exercício. Isso possibilita verificar a intensidade das bandas visualmente durante a realização de testes de esforço máximo, permitindo possivelmente uma melhor determinação dos limiares ventilatórios. Contudo, essas técnicas ainda não foram muito utilizadas na literatura, fazendo com que elas necessitem de investigações mais aprofundadas nesse tema, sendo bastante promissora.

1.1 Objetivo

O principal objetivo desse trabalho é identificar, quantificar e qualificar as correlações existentes entre os índices temporais obtidos pelo Gráfico de Poincaré SD_1 e SD_2 e também os índices LF e HF através da técnica tempo-frequencial do Modelo Autorregressivo, com os limiares ventilatórios LV_1 e LV_2 a fim verificar suas relações com o sistema nervoso simpático e parassimpático durante a realização de exercício físico progressivo máximo em esteira ergométrica.

1.2 Organização do Trabalho

O trabalho está dividido de acordo com os seguintes capítulos: o Capítulo 2 faz uma breve introdução aos principais conceitos necessários ao entendimento claro do presente trabalho, apresentando o comportamento do corpo humano do ponto de vista do sistema cardiorrespiratório e sua modificação quando realizado exercício físico; o Capítulo 3 apresenta os métodos mais comuns de análise temporal, no domínio da frequência e não lineares encontrados na literatura, aplicados a VFC para detecção de doenças coronárias

e/ou aptidão ao exercício físico; o Capítulo 4 expõem alguns trabalhos relevantes na literatura com relação à aplicação da VFC em exercícios físicos com testes incrementais, ou de carga constante, a partir de uma abordagem cronológica; o Capítulo 5 descreve os equipamentos, métodos e metodologias utilizadas no trabalho, podendo ser resumido na Seção 5.2.4; o Capítulo 6 apresenta os principais resultados do trabalho; o Capítulo 7 discute os resultados encontrados com a literatura científica, além de expor os desafios apresentados no trabalho; por fim, o Capítulo 8 sumariza as principais conclusões.

2 CONCEITOS FISIOLÓGICOS

O sistema circulatório e respiratório funcionam de maneira conjunta no organismo, sendo normalmente interpretado como uma "unidade acoplada", onde o primeiro é responsável pelo transporte do sangue e da manutenção de um ambiente interno normal constante e inalterado, existindo um equilíbrio entre as demandas impostas e suas respostas (homeostase), enquanto o segundo realiza as trocas gasosas do sangue (adição de oxigênio (O_2) e a retirada de dióxido de carbono (CO_2)). Durante a realização de exercícios físicos, sendo eles moderados a intensos, atingir a homeostasia demanda um grande esforço do corpo, uma vez que o sistema cardiorrespiratório precisa suprir a demanda de oxigênio dos músculos, que é 15 a 25 vezes maior que o necessário no repouso (3, 4, 5, 6, 7, 8).

Algumas descrições necessárias para entendimento do funcionamento e quais as mudanças necessárias nesses sistemas em função da realização do exercícios serão apresentadas nas seções 2.1, 2.2 e 2.3.

2.1 Sistema Cardiovascular

O sistema cardiovascular (ou circulatório) tem como característica principal o circuito fechado por onde o sangue circula de maneira a atingir todos os tecidos do corpo, dado pela circulação do sangue que sai do coração através das artérias e retorna para o coração pelas veias, realizando as trocas gasosas de O_2 e CO_2 , transportando nutrientes e substâncias essenciais a vida, além de regular a temperatura interna de maneira a manter a homeostase. É composto pelo coração, vasos sanguíneos (arteriais e venosos) e pelo próprio sangue, que funcionam de maneira harmoniosa para garantir que todas as funções sejam cumpridas ao longo das mudanças proporcionadas por eventuais fatores externos que alteram as condições ideais do organismo, tais como doenças, situações de perigo e realização de grandes esforços (exercícios físicos) (3, 4, 5, 6, 7, 8).

Os vasos arteriais são divididos em ramos menores, denominados arteríolas, que se desenvolvem em leitos muito menores chamados capilares, que são responsáveis pelas trocas gasosas, de nutrientes e do controle de temperatura do organismo. Na continuação da circulação, os capilares se tornam pequenos vasos venosos, chamados vênulas, que vão se agrupando e formando vasos maiores (veias), até retornar para o coração em uma mistura do sangue venoso proveniente da parte superior e inferior do corpo, denominado como sangue venoso misto (4).

O coração (ou miocárdio) é usualmente considerado uma bomba dupla, que realiza as duas principais circulações do organismo: circulação pulmonar (que consiste no envio de sangue

para a troca de gases no pulmão) e a circulação sistêmica (onde o sangue passa para os órgãos, músculos e seus periféricos). Ele é dividido em quatro regiões principais (ou dois sincícios): atrial (direito/esquerdo) e ventricular (direito/esquerdo). Eles são divididos por um tecido fibroso onde estão localizadas as válvulas atrioventriculares (tricúspide e bicúspide/mitral), que têm como função permitir o descompasso entre a contração dos átrios e dos ventrículos, originada pela excitação do nodo sinoatrial (nodo SA), que atua como um marcapasso, essencial no funcionamento do miocárdio (5).

O movimento do sangue no coração ocorre de maneira simples: o sangue entra nos átrios através das veias cavas (superior e inferior) e das veias pulmonares; o átrio contrai passando o sangue para os ventrículos através das válvulas atrioventriculares, que impedem o sangue de retornar; os ventrículos contraem em seguida, lançando o sangue (que passa pela valva tronco pulmonar e pela valva da aorta) para os pulmões através das artérias pulmonares e para o restante do corpo através da aorta (3). Esse esquema é representado na Fig. 1.

A principal diferença do lado direito do coração (átrio, ventrículo, válvula tricúspide, veias cavas e artéria pulmonar) em relação ao lado esquerdo (átrio, ventrículo, válvula bicúspide, veias pulmonares e aorta) é que o lado direito possui o sangue rico em CO_2 , enquanto o lado esquerdo já realizou as trocas gasosas no pulmão, possuindo um sangue rico em O_2 que será distribuído pelo corpo (8).

As repetidas contrações e relaxamentos do coração são denominadas sístole e diástole, respectivamente, e representam a ação ocorrida nos ventrículos (quando o nome for utilizado de maneira isolada), apesar de também ocorrer nos átrios com menor intensidade. As contrações atriais e ventriculares ocorrem de maneira oposta, ou seja, no momento da sístole ventricular ocorre a diástole atrial. No repouso, o ciclo completo sístole/diástole demora em torno de 0,8 s, sendo a sístole 0,3 s e a diástole 0,5 s. Contudo, quando o sujeito é submetido a um exercício físico intenso, o ciclo diminui significativamente, de modo que a sístole passa a durar 0,2 s, enquanto a diástole reduz seu tempo para a ordem de 0,13 s, fato esse explicado pela demanda de O_2 dos músculos (3, 5).

A parede cardíaca é dividida em epicárdio (camada externa), miocárdio (camada média) e endocárdio (camada interna), sendo a primeira utilizada para proteção e lubrificação, enquanto o miocárdio é um tecido muscular, que possui capilares sanguíneos, linfáticos e fibras nervosas, atuando na contração e expulsão do sangue do coração, ao passo que o endocárdio serve de revestimento das câmaras cardíacas.

Algumas características dos músculos esqueléticos podem ser vistas no músculo cardíaco, como a contração por meio do modelo de filamento deslizante de contração muscular, a exigência de cálcio para ativar os microfilamentos e a presença de estrias. Contudo, as diferenças entre esses dois músculos são notáveis. De início, as células do músculo cardíaco são interconectadas por discos intercalares, que permitem a transmissão de

Figura 1 – Visão cortada do miocárdio com a representação da circulação sanguínea em seu interior.

Fonte: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram_of_the_human_heart_pt.svg

impulsos elétricos, fazendo com que as células conectadas a uma célula despolarizada se excitem e contraíam como uma unidade. Além disso, as células dos átrios são separadas dos ventrículos, fazendo com que os impulsos não sejam transmitidos de maneira livre, ocorrendo uma contração descompassada. Por fim, o músculo cardíaco não possui uma variedade de fibras como ocorre no músculo esquelético, sendo composto apenas por um tipo principal de fibras, similares às fibras de contração lenta do músculo esquelético (3, 4, 5).

Tal característica de transmissão elétrica faz com que seja possível dividir a atuação entre maneira espontânea e estimulada. A primeira ocorre por ação do nodo SA, que atua como marcapasso do coração e está localizado no átrio direito, onde a diminuição do potencial de membrana de repouso que ocorre na diástole faz com que despolarize o nodo SA e uma onda de despolarização é lançada pelos átrios, causando uma contração dos mesmos. Em razão da divisão dos tecidos ventriculares e atriais, não ocorre a passagem direta desse estímulo, necessitando ser recebido no nodo atrioventricular (nodo AV), localizado no átrio direito, transmitindo o estímulo para as fibras de Purkinje, nas quais se ramificam em fibras menores e disseminam a onda de despolarização (6).

Como a produção de ondas elétricas pode ser captada através de eletrodos localizados na superfície do corpo, a utilização de uma técnica denominada eletrocardiograma (ECG) é

feita para coletar os dados da atividade cardíaca ao longo do tempo. O ECG é composto pela onda P, que é o potencial elétrico gerado antes da contração atrial começar, pelo complexo QRS, que é produzido pelos potenciais gerados quando os ventrículos se despolarizam antes da sua contração, e pela onda T, que faz a repolarização dos ventrículos. Vale notar que a repolarização dos átrios não pode ser notada no ECG pois ela é mascarada pelo complexo QRS (3, 4, 5, 6, 7, 8). A Fig. 2 mostra o comportamento elétrico, volume e pressão do ventrículo esquerdo.

Figura 2 – Diagrama de Wiggers com os eventos do ciclo cardíaco no ventrículo esquerdo.

Fonte: https://pt.wikipedia.org/wiki/Ciclo_card%C3%ADaco

A diferença de tempo existente entre duas ondas R no ECG é denominado intervalo RR (ou até mesmo intervalo NN, pois ocorre a diferença entre duas ondas normais) e seu inverso é uma indicação da frequência cardíaca instantânea (FC) do indivíduo. Também pode-se fazer uma média de valores adjacentes a esse, expressando seu resultado em batimentos por minuto (bpm). A FC é utilizada em diversas áreas, como um parâmetro no comportamento cardíaco de pessoas saudáveis, não-saudáveis e sua resposta em situações de estresse e esforço físico, podendo então ser útil na prescrição de exercícios físicos das mais variadas áreas (3).

O produto da FC pela quantidade de sangue bombeado por batimento cardíaco (volume

sistólico - VS) apresenta como resultado o débito cardíaco (Q). Seu valor pode variar muito de acordo com o gênero, idade e superfície corporal dos indivíduos, porém ele é praticamente o mesmo no repouso, independentemente do condicionamento físico do indivíduo. Isso se dá em razão do próprio conceito de débito cardíaco, onde indivíduos não treinados possuem uma FC maior e um VS menor que aqueles com treinamento. Contudo, quando submetidos a exercícios físicos intensos, fica claro que os sujeitos com treinamento possuem um VS muito maior que os não treinados, enquanto a FC de ambos é praticamente igual (na faixa de 190 a 200 bpm para indivíduos de 70 kg), tornando o débito cardíaco muito maior para o grupo que possui treinamento ($34,2 \text{ L/min}$) em relação aos não treinados ($22,0 \text{ L/min}$) (3, 5).

Uma das principais e mais importantes características do sistema circulatório é o fato de constituir um "circuito fechado" por onde o sangue circula, passando por todos os órgãos e tecidos do corpo. O sangue é um líquido composto basicamente por plasma e células. O plasma é uma solução aquosa que contém íons, proteínas e hormônios, enquanto os eritrócitos, as plaquetas e os leucócitos fazem parte das células presentes nessa mistura. Os eritrócitos realizam o transporte de oxigênio, já que nele existe a presença de hemoglobina, enquanto as plaquetas atuam na coagulação sanguínea e os leucócitos agem no combate às infecções (4).

O transporte de oxigênio feito pela hemoglobina no sangue é de extrema importância no corpo, principalmente durante o exercício físico. A auto-regulação sanguínea atua de maneira a permitir que todos os órgãos recebam sangue com a mesma composição (para o sangue arterial) e também seja possível redistribuir a quantidade de sangue fornecida para esses órgãos de maneira independente, tornando assim possível a realização de atividades físicas intensas (8).

2.1.1 Sistema Nervoso Simpático e Parassimpático

O ritmo normal do coração é controlado por processos de membrana do nodo sinoatrial cardíaco, que são modulados pela inervação de ambas as divisões simpática e parassimpática (ou resposta vagal) do sistema nervoso autônomo. Os dois sistemas possuem tanto nervos aferentes e eferentes quanto fibras mielinizadas e não mielinizadas. Em geral, o efeito dos dois são complementares, com a atividade dos nervos simpáticos excitando o coração (aumentando a frequência cardíaca), restringindo vasos sanguíneos, diminuindo a motilidade gastrointestinal e restringindo esfíncteres, enquanto os nervos parassimpáticos produzem o efeito contrário. O sistema autônomo fornece os nervos aferentes e eferentes ao coração, com terminações nervosas simpáticas em todo o miocárdio, enquanto o parassimpático é localizado no nódulo sinoatrial, sendo um no miocárdio atrial e um no nó atrioventricular, como mostrado na Fig. 3. Esses nervos não apenas controlam a frequência cardíaca, mas ambos são de grande importância em áreas reflexogênicas em

várias partes do coração, que pode ser excitada tanto por estímulos mecânicos quanto químicos, influenciando o próprio coração e a constrição dos vasos sanguíneos (9).

A acetilcolina, liberada pelos terminais parassimpáticos pós-ganglionares no nodo sinoatrial, retarda a taxa de despolarização e descarga do nodo SA pela ligação aos receptores colinérgicos muscarínicos e pela ativação de um canal de potássio de transmembrana. Em contraste, a norepinefrina é liberada por terminais simpáticos no nodo SA e acelera o ritmo do nodo SA pela segunda cascata mensageira mediada pelo receptor β_1 de sinais intracelulares. Além dessas ações clássicas de neurotransmissores, o estado cronotrópico do coração pode ser modulado por uma variedade de neuropeptídeos, como o neuropeptídeo Y, que parecem estar co-localizados com neurotransmissores convencionais em terminais autonômicos (10).

Graças a esse tipo de interação química, a resposta cardíaca à atividade vagal é rápida, enquanto a atividade simpática é caracterizada por um tempo de atraso e uma resposta lenta. Essa diferença no atraso da resposta cardíaca à ativação simpática e vagal parece se relacionar em grande parte aos processos receptores e respostas pós-sinápticas, surgindo de processos subsequentes à ligação do agonista ao receptor adrenérgico. Assim, as respostas simpáticas na periferia e no coração têm características semelhantes, com um atraso de tempo puro de 1-2 s e uma frequência de cerca de 0,015 Hz. As respostas cardíacas vagais têm um atraso muito mais curto e uma frequência de cerca de 0,15 Hz. Esses achados são consistentes com as observações em seres humanos de que o sistema nervoso parassimpático é capaz de modular a frequência cardíaca efetivamente em todas as frequências entre 0 e 0,5 Hz, enquanto o sistema simpático modula a frequência cardíaca com ganho significativo abaixo de 0,1 Hz (10). Em resumo, frente a um estímulo externo como o exercício físico, observa-se que a resposta parassimpática é mais precoce e rápida do que a simpática, sendo que posteriormente, com a continuidade da atividade e o incremento de carga, nota-se um predomínio simpático.

2.2 Sistema Respiratório

O sistema respiratório se utiliza dos pulmões (zona respiratória) e de diversas vias aéreas (zonas condutoras) para promover as trocas gasosas entre o meio externo e o corpo, através da difusão de O_2 e CO_2 que ocorre no interior dos alvéolos. A inspiração e expiração ocorrem graças ao movimento do diafragma e das costelas, provocado pelo movimento descendente do diafragma e elevação das costelas (inspiração), ou pela ascendência do diafragma e declínio das costelas para a posição de relaxamento (expiração) (3, 4, 5).

O caminho percorrido pelo ar desde o meio externo até os alvéolos é feito da seguinte maneira: inicialmente se passa pelo trato respiratório superior, composto pelo nariz, cavidade nasal, faringe e laringe. Esses componentes têm a função de filtrar, aquecer e

Figura 3 – Atuação dos nervos simpáticos e parassimpáticos no coração.

Fonte: <http://pt.slideshare.net/filho92/sistema-cardiocirculatrio>

umidificar o ar, protegendo as superfícies do trato respiratório inferior, pois nele estão os componentes mais sensíveis. Fazem parte do trato respiratório inferior: a traquéia, pulmões, brônquios, bronquíolos e os alvéolos pulmonares, que são responsáveis por manter a permeabilidade das trocas gasosas que ocorrem no pulmão (3, 5, 6).

As passagens aéreas possuem duas zonas funcionais: a zona de condução e a zona respiratória. A primeira inclui as estruturas anatômicas por onde o ar passa para atingir a zona respiratória, iniciando-se pela traquéia, passando pelos brônquios, bronquíolos e bronquíolos terminais. Sua função é, além da passagem do ar, a umidificação, filtração e ajuste da temperatura do ar, tornando-o aquecido e saturado com vapor de água (3, 5, 6).

Já a segunda zona é composta pelos bronquíolos respiratórios, dutos alveolares e sacos alveolares. Estima-se que, graças aos mais de 300 milhões de alvéolos presentes dentro dos pulmões, os seres humanos possuam em torno de 60-80 metros quadrados de área superficial disponível para difusão, além de cada um desses alvéolos possuírem apenas uma camada celular de espessura, tornando a difusão extremamente rápida e eficiente (3, 5, 6).

A Fig. 4 mostra as divisões dos tratos respiratórios superior e inferior, assim como as zonas funcionais do sistema respiratório. As zonas de 0 a 16 indicam a zona de condução, enquanto da 17 a 23 indica a zona de transição e respiratória.

O sistema respiratório atua para regular e manter a homeostase do indivíduo em relação as trocas gasosas demandada pelo organismo, dividindo-se a quantidade de gases

Figura 4 – Divisão do trato respiratório e zonas funcionais do sistema respiratório.

Fonte: Autor, adaptado de https://pt.wikipedia.org/wiki/Trato_respirat%C3%B3rio_inferior e <http://pt.slideshare.net/crawm/fisiologia-pulmonar-39822185>

inspirados/expirados em oito diferentes volumes/capacidades pulmonares, determinados a partir da espirometria, detalhados na Tab. 1. Suas respostas podem ser utilizadas para correlacionar dados provenientes de atletas de diferentes modalidades com pessoas não treinadas, mostrando pequenas, mas existentes, diferenças das capacidades e dos volumes respiratórios, podendo ser um indicativo de um limite máximo para a capacidade de cada um desses termos. Também é possível notar que a ventilação pulmonar ($\dot{V}_E$), que é dado pelo produto entre o volume corrente e a frequência respiratória, altera significativamente quando se sai do repouso até chegar ao exercício intenso (de 17 a 20 vezes maior), sendo mais expressivo quando comparado com atletas profissionais (3, 4, 5, 6, 7, 8).

O transporte de oxigênio para o corpo é feito pela hemoglobina, sendo que cada uma de suas moléculas podem transportar até quatro moléculas de O_2 , formando a oxiemoglobina, enquanto as moléculas que não possuem ligações com oxigênio são chamadas de desoxiemoglobina. Existe um limite no transporte de oxigênio no sangue, dado que um adulto saudável possui de 130 a 150 gramas de hemoglobina por litro de sangue, permitindo que, caso esteja 100% saturada de oxigênio, seja possível transportar em torno de 200 ml de O_2 por litro de sangue (3).

Por outro lado, o dióxido de carbono é transportado no sangue de três maneiras diferentes: dissolvido no sangue (cerca de 10 %), ligado a hemoglobina (ou carboxiemoglobina, com

Tabela 1 – Descrição dos volumes e capacidades pulmonares dado pela espirometria.

Sigla	Denominação	Definição
<i>Volumes Pulmonares</i>		
VC	Volume corrente	Volume de gás inspirado ou expirado durante o ciclo respiratório não-forçado
VRI	Volume de reserva inspiratória	Volume de gás que pode ser inspirado no final de uma inspiração corrente
VRE	Volume de reserva expiratória	Volume de gás que pode ser expirado no final de uma expiração corrente (do CRF até VR)
VR	Volume residual	Volume de gás que permanece nos pulmões após uma expiração máxima
<i>Capacidades Pulmonares</i>		
CPT	Capacidade pulmonar total	Quantidade total de gás nos pulmões no final de uma inspiração máxima (CV+VR)
CV	Capacidade vital	Quantidade máxima de gás que pode ser expirada após uma inspiração máxima
CI	Capacidade inspiratória	Quantidade máxima de gás que pode ser inspirada no final de uma expiração corrente
CRF	Capacidade residual funcional	Quantidade de gás que permanece nos pulmões após uma expiração calma normal

Fonte: Autor, adaptado de Powers e Howley (3).

cerca de 20 %) e em forma de íon bicarbonato (HCO_3^- , com cerca de 70 %). Seu papel é de fundamental importância, pois ele atua na regulação dos íons de hidrogênio nos tecidos e no sangue do organismo, além de atuar no controle da respiração, gerando estímulos químicos aos quimiorreceptores da circulação periférica e do sistema nervoso central (3).

2.3 O Exercício Físico e a Resposta Cardiorrespiratória

A realização de exercícios físicos provoca diversas modificações no corpo humano, principalmente nos sistemas circulatório e respiratório, aumentando o metabolismo do corpo para tentar manter-se em homeostase durante essas mudanças. As principais demandas exigidas para se manter o exercício consistem no aumento da produção de ácido láctico, na maior necessidade de O_2 , produção de CO_2 e geração de calor pelos músculos. Para contrabalançar essas necessidades, espera-se um aumento na ventilação pulmonar, fluxo sanguíneo, aumentando a liberação de O_2 para o músculo, remoção de CO_2 do metabolismo e na retirada de calor do organismo (3, 5, 6).

Para suprir essas demandas, alguns mecanismos precisam ser modificados, como por exemplo a redistribuição sanguínea para os músculos, diminuindo a quantidade relativa enviada para outros órgãos que não necessitam de uma quantidade de oxigênio muito grande. Durante o repouso, os músculos recebem cerca de 15-20 % do débito cardíaco, enquanto nas situações de exercício intenso, esse valor passa para 80-85 %. Além disso, o próprio débito cardíaco sofre um aumento considerável (de 5 L/min em repouso para 25 L/min em exercício), provocado pelo aumento do volume sistólico em combinação com a FC, em um primeiro momento, até o patamar máximo do volume sistólico em aproximadamente 40 % do $\dot{V}O_2max$, seguido pelo aumento da FC individualmente (3, 5, 6).

Alterações provocadas na FC modificam a regularidade dos batimentos cardíacos, causando a oscilação dos intervalos entre batimentos consecutivos, denominado variabilidade da frequência cardíaca (VFC), fenômeno esse que é esperado inclusive na ausência de exercícios físicos, pois o coração reage de maneira diferente aos diferentes estímulos fisiológicos ao longo do tempo. Como já dito anteriormente, o controle do coração está ligado ao sistema nervoso autônomo (SNA) e aos barorreceptores, através do estímulo ou inibição das respostas simpáticas e parassimpáticas. Para o aumento da FC, é preciso uma atuação simpática predominante, enquanto ocorre uma retirada vagal durante o mesmo processo. Sendo assim, a análise da VFC pode fornecer informações sobre como atua o SNA na frequência de disparo do nodo sinoatrial (3, 5, 6).

A Fig. 5 representa, de maneira simplificada, como funciona a regulação da frequência cardíaca durante a realização de exercícios físicos. É possível notar que diversos fatores influenciam no comportamento do coração, sendo que muitos podem tanto contribuir para o aumento quanto para a redução da FC, determinando a complexidade de correlacionar os dados obtidos com os fatores que influenciaram nessas respostas.

Como será demonstrado no próximo capítulo, a avaliação da VFC pode ser feita de diversas maneiras: no domínio do tempo, da frequência ou por métodos não lineares. A avaliação no domínio da frequência permite gerar o espectro de potência, onde diversas frequências podem ser obtidas de acordo com os dados da VFC durante, por exemplo, o exercício físico. As bandas de frequência estão associadas, entre outros índices, ao controle da frequência respiratória, tornando possível, pelo menos em teoria, obter correlações entre o sistema respiratório e circulatório durante exercícios intensos (5).

Com o aumento do débito cardíaco e, por consequência, da FC, a quantidade de oxigênio recebida pelos músculos também aumenta. Diante disso, existe um valor máximo possível do volume de oxigênio que o organismo pode consumir durante o exercício, denominado $\dot{V}O_2max$. Esse valor varia de pessoa a pessoa, conforme idade, gênero, treinamento e outros fatores fisiológicos, sendo comprovado que os valores possíveis de $\dot{V}O_2max$ podem aumentar em torno de 15 % conforme o treinamento, apesar que mais de 90 % da variabilidade do $\dot{V}O_2max$ é determinada geneticamente (11).

Figura 5 – Fatores que influenciam a frequência cardíaca durante o exercício físico.

Fonte: Autor

Para essas medições relacionadas às trocas gasosas, é necessário a utilização de uma técnica chamada ergoespirometria, utilizada desde a década de 1970 para analisar os gases expirados durante os testes. Atualmente, é feita de maneira digital, com possibilidade, inclusive, de fazer a análise automática dos principais limiares respiratórios, apesar de ser recomendada a avaliação de um médico fisiologista. Destacam-se como os principais parâmetros analisados por esse instrumento os itens mostrados na Tab 2.

Desses dados coletados, alguns limiares podem ser definidos: o limiar anaeróbico (LA), ponto de compensação respiratória (PCR) e potência aeróbica máxima. O LA, ou também conhecido como primeiro limiar ventilatório (LV_1), é classificado como o ponto de transição a partir da qual a concentração sanguínea de lactato aumenta em relação aos valores de repouso e a ventilação aumenta desproporcionalmente ao aumento de $\dot{V}O_2$. Nesse ponto, ocorre um aumento na concentração de hidrogênio livre (H^+), impossibilitando a formação de moléculas de água a partir dos músculos, causando uma alteração no grau de acidez (pH) das células musculares, demandando a compensação por meio da produção de ácido láctico para remover o hidrogênio excedente. Junto à questão anterior, a produção de

Tabela 2 – Principais parâmetros fisiológicos avaliados na ergoespirometria.

Sigla	Unidade	Denominação
$\dot{V}O_{2max}$	$L.min^{-1}$ $mL.kg^{-1}.min^{-1}$	Volume máximo de oxigênio consumido durante a realização de esforço
$\dot{V}CO_2$	$mL.min^{-1}$	Produção de dióxido de carbono do organismo
$\dot{V}E$	$L.min^{-1}$	A ventilação pulmonar expirada pelos pulmões (frequência respiratória $\times$ volume corrente)
$\dot{V}E/\dot{V}O_2$	-	Equivalente ventilatório de oxigênio (utilizado para determinação do LA)
$\dot{V}E/\dot{V}CO_2$	-	Equivalente ventilatório de dióxido de carbono (utilizado para determinação do PCR)
$\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$	-	Razão de troca respiratória (QR)
$P_{et}O_2$	$mmHg$	Pressão expirada final de oxigênio
$P_{et}CO_2$	$mmHg$	Pressão expirada final de dióxido de carbono
$\dot{V}E/\dot{V}CO_2$	-	Razão entre o espaço morto estimado e o volume corrente, expressando a porção pulmonar efetivamente ventilada e a quantidade de ar ventilado não utilizada para a troca gasosa

Fonte: Autor

CO_2 também passa a ser muito maior após esse ponto, fazendo com que a linearidade do parâmetro $\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$ seja perdido, assim como o aumento abrupto de $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ (12).

O segundo limiar ventilatório (LV_2), ou também conhecido como PCR, é caracterizado pela incapacidade do sistema respiratório tamponar os hidrogênios livres, não conseguindo impedir a queda do pH intracelular, causando o aumento da acidez plasmática e, por consequência, estimulando os quimiorreceptores periféricos do centro respiratório, aumentando a ventilação pulmonar para tentar eliminar o CO_2 excedente (elevação do $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$), fazendo o indivíduo entrar em uma hiperventilação (12).

O último índice ($\dot{V}O_{2max}$) representa a capacidade funcional, denotado como a quantidade máxima de energia que um indivíduo pode produzir por meio do metabolismo aeróbio. Seu valor aumenta como uma função linear da taxa de trabalho, até atingir o valor limite, seguido por um platô no valor de $\dot{V}O_{2max}$ (apesar do contínuo aumento da taxa de trabalho). Os fatores que limitam o valor desse índice são a capacidade máxima do sistema cardiorrespiratório liberar oxigênio ao músculo e a aptidão muscular para captar oxigênio e produzir trifosfato de adenosina (ATP) aerobicamente (12).

A combinação do valor do $\dot{V}O_{2max}$ com os dois limites gera a condição necessária para se avaliar o indivíduo de forma efetiva quanto à intensidade de treinamento e prescrição

de atividades físicas. Sendo assim, é possível aumentar ambas as capacidades aeróbica e anaeróbica máxima, principalmente em exercícios acima de 90 % do $\dot{V}O_{2max}$, pois o sistema respiratório pode ter uma limitação na troca de gases relativa à fadiga dos músculos respiratórios nesses estágios de intensidade (3).

A união das características provenientes do ergoespirômetro com os dados da VFC (obtidos do ECG) é alvo de pesquisas ao longo dos anos. Diversos autores buscam, aplicando os diferentes métodos matemáticos, encontrar correlações entre a VFC e os limiares (principalmente o LV_1), pelo simples fato que a análise da VFC, apesar de ser mais complexa do ponto de vista matemático, é muito mais simples para obtenção de dados e completamente não invasiva, ao ponto que a ergoespirometria (que é considerada padrão ouro na fisiologia do esporte) tem como necessidade a utilização de um equipamento que possui um custo elevado, além de uma calibração adequada para obtenção de resultados válidos.

3 MÉTODOS MATEMÁTICOS PARA ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Nesse capítulo serão discutidos alguns dos métodos matemáticos mais conhecidos e utilizados para a análise da variabilidade da frequência cardíaca no domínio do tempo, frequência e métodos não-lineares. Essa abordagem é muito ampla e, em muitos casos, apenas alguns estudos foram conduzidos de maneira eficaz quando aplicada ao exercício físico, como será descrito na sequência. Os métodos empregados no trabalho serão explicados com maior aprofundamento e detalhamento em subseções distintas.

3.1 Modelos no domínio do tempo

Os parâmetros no domínio do tempo são computados de forma simples e rápida, podendo ser divididos de maneira estatística ou geométrica, incluindo de curta ou longa duração. Utiliza-se a frequência cardíaca instantânea em qualquer ponto ou utilizam-se os intervalos entre sucessivos complexos normais, chamados de intervalos NN (isso é, todos os intervalos entre o complexo QRS, consequência da despolarização do nodo sinuatrial), obtido como resultado do eletrocardiograma contínuo padrão. Sendo assim, os registros utilizados geralmente são de grande duração (24 horas), realizados por um Monitor Holter que pode medir um ciclo completo dia/noite do paciente, pois permite que a análise seja mais completa em relação ao comportamento do sistema cardíaco do indivíduo, em busca de cardiopatias. Registros curtos (de 5 a 10 minutos) em sua grande parte não podem ser implementados nos métodos estatísticos, pois não possuem uma quantidade de pontos mínima para ter validade estatística. Contudo, nos métodos geométricos, mesmo registros de pouca duração podem ser avaliados, pois o número de pontos exigidos é muito menor que o método anterior, além do fato que, em sua maioria, a avaliação é feita visualmente através da geometria formada pelo método. (13, 14)

3.1.1 Métodos Estatísticos

Os métodos estatísticos podem ser feitos de duas maneiras diferentes: batida-a-batida, também denominado variabilidade de curta duração (VCD); ou variabilidade de longa duração (VLD). O primeiro método representa as mudanças rápidas ocorridas na FC, enquanto o segundo possui índice de flutuações mais lento em comparação ao primeiro. Ambos podem ser analisados em intervalos longos e que variam entre 0,5 a 5 minutos

para um determinado intervalo NN, sendo o último é utilizado para a comparação da VFC feita durante atividades variadas, como repouso, sono etc. Em ambos os casos, as avaliações podem ser feitas a partir das medições diretas dos intervalos NN ou de acordo com as diferenças entre eles, dependendo do objetivo clínico final do trabalho. Os métodos utilizados com maior frequência na literatura são: SDNN, SDANN, SENN, SDSD, rMSSD, NN50 e pNN50%. (9, 10, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21)

SDNN é o desvio padrão do intervalo NN [ms] de um período do ECG analisado, sendo que esse período precisa ser filtrado e interpolado por algoritmos caso existam batimentos ectópicos ou aqueles que não foram registrados pelo monitor. Sua variância ($SDNN^2$) é, em teoria, matematicamente igual à potência total do espectro de potência, refletindo todos os componentes cíclicos responsáveis pela variabilidade no período de gravação. Todavia, isso não pode ser afirmado quando essa comparação é feita na prática, onde essa igualdade depende muito do processamento dos dados, como por exemplo: a definição de potência total, interpolação e o tipo de tratamento dos batimentos ectópicos. Um dos principais problemas desse método é a grande dependência do período do registro, pois é possível notar que o valor da variância total da VFC aumenta com o período analisado, além do SDNN ser pouco definido estatisticamente em razão de sua dependência. Por fim, é inadequado comparar medições obtidas de gravações de durações diversas, sendo necessário padronizar os valores de SDNN, tendo como opções registros curtos de 5 minutos ou registros longos de 24 horas. Seu valor numérico pode ser definido pela eq. 3.1, sendo NN_i a duração do i -ésimo intervalo NN nos dados analisados, n é a quantidade de todos os intervalos NN e m é a sua duração média. (9, 13, 14, 16, 17, 18)

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (NN_i - m)^2} \quad (3.1)$$

O desvio padrão da média de curtos intervalos NN, ou SDANN [ms], de um registro inteiro, é obtido através de sucessivos períodos de, em geral, 5 minutos, estimando as variações da FC causadas por ciclos de 5 minutos em relação ao período total (9, 13). Alterações no SDANN provocam mudanças no tônus autonômico, especificamente modificações nas interações no sistema nervoso simpático e parassimpático no coração, influenciadas principalmente por atividades físicas (22). Divisões menores (de 10 a 20 segundos) de um registro longo podem indicar medições que possuam melhores correlações fisiológicas com a VFC, ao invés de intervalos de 5 minutos, porém são necessárias maiores investigações (16).

Outro método muito utilizado é o rMSSD, raiz quadrada das sucessivas diferenças ao quadrado entre intervalos NN adjacentes, de um registro inteiro, em que é aplicado o princípio de que a média das diferenças entre os intervalos de vizinhos é zero. Isso faz com que esse método presuma a não ocorrência de batimentos ectópicos ou erros de medição ao longo do ECG analisado, o que leva à omissão de alguns intervalos NN. Na Eq. 3.2

visualiza-se a fórmula aplicada, onde NN_i é a duração do i -ésimo intervalo NN nos dados analisados, NN_{i+1} é o próximo valor do intervalo NN analisado, n é a quantidade de todos os intervalos NN. O valor de rMSSD de um sujeito normal está na faixa de 27 ± 12 ms e, como o método é feito com variabilidade de curta duração, mediada puramente pelo sistema parassimpático, seu resultado reflete a modulação parassimpática da FC. (16, 18, 19)

$$rMSSD = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} (NN_{i+1} - NN_i)^2} \quad (3.2)$$

Além desses descritos, o SENN é a média do erro padrão, isso é, uma estimativa do desvio padrão de uma distribuição amostral de médias, a partir dos dados do ECG. Usualmente é estabelecido a partir dessa estimativa da amostra, dividido pela raiz quadrada do tamanho da amostragem, sendo que esse valor pode ser comparado com o desvio padrão real médio da amostra (14).

Assim como o anterior, o desvio padrão entre sucessivas diferenças de intervalos NN adjacentes (SDSD) é menos usado na literatura para correlacionar dados de pacientes com atividades físicas, mas pode estar ligado à detecção de doenças como artrite reumatoide (23), aterosclerose coronariana (24) e fibromialgia (25).

Por fim, é preciso citar mais dois métodos bem comuns na literatura, o NN50 e pNN50 %, cujos significados se aproximam, somente divergindo quanto à apresentação de seu resultado. Para medir as mudanças imediatas da FC que atuam de forma gradual na regulação, um limite deve ser utilizado para mensurar esses dados, ao ponto que a mudança nos intervalos NN pode ser prolongada ($+t$), encurtada ($-t$) ou variada por um valor t em relação ao seu valor sucessor. A performance desse método está, obviamente, relacionada inteiramente a esse limiar t , que deveria ser otimizada para um valor, sendo que, nesse caso, o valor estabelecido foi de 50 ms, apesar de não ter sido investigado de forma sistemática, pois seu valor ótimo depende do objetivo de cada estudo (16). O NN50 representa a quantidade de pontos entre sucessivos intervalos NN, cuja diferença é maior que 50 ms, resultado da despolarização do nodo sinoatrial, sendo que sua medida é relacionada à modulação parassimpática da FC e com o tônus vagal, além de guardar grande correlação com rMSSD (13, 16, 19).

O pNN50% é apenas a fração de intervalos NN50 como proporção do número de intervalos NN total, expresso em porcentagem. Obviamente, por seu resultado ser derivado do NN50, também possui uma grande correlação com o rMSSD (13, 16, 19, 21). Entretanto, tal medição aparenta contraditória, pois se o objetivo é medir a frequência em que ocorrem descargas hormonais e vagais, a normalização dos resultados pode resultar na dependência da frequência cardíaca subjacente (16).

Ambos os métodos podem ser empregados para medições de curta ou longa duração

e mostram-se muito dependentes da duração da gravação, sendo que os dois métodos não excluem batimentos ectópicos ou dados inválidos, e são muito sensíveis em relação à precisão dos dados, já que mudanças de 1 a 49 ms não são computadas, enquanto mudanças de 49 a 51 ms são tratadas de maneiras diferentes (16).

3.1.2 Métodos Geométricos

Além dos métodos estatísticos, utilizam-se também os modelos geométricos, que consistem em gerar formas geométricas diferentes a partir de equações matemáticas definidas, analisando a VFC a partir dessa geometria. Essa técnica vem em contraste com a metodologia anterior, onde as limitações práticas para aquisição dos dados são muito grandes, ou seja, tanto paciente quanto equipamento devem ser cuidadosamente mantidos em determinadas condições, como posicionamento, contato do eletrodo, estabilidade etc., para que exista uma boa qualidade de dados, sendo de difícil reprodução em padrões clínicos (16). Dentre os métodos mais utilizados, têm-se: *Triangular index*, TINN, *Differential index*, *Logarithmic index* e o gráfico de Poincaré (9, 10, 13, 14, 16, 19, 20). Muitos desses métodos necessitam de um intervalo NN medido ou convertido a uma escala discreta, que não pode ser extrema, ou seja, demasiadamente refinada ou grosseira, para permitir a construção de histogramas suavizados, sendo que o seu tamanho permanece na ordem de 8 ms de duração (ou 1/128 s), que corresponde à precisão comercial do equipamento (13). O gráfico de Poincaré, especialmente, é tratado na literatura como uma técnica geométrica e não-linear (26), fazendo com que possa ser incluído tanto nessa seção quanto na específica de métodos não-lineares. Como classicamente é tratado como método não-linear, será reservada uma subseção exclusiva na seção dos métodos não-lineares apenas para explicá-lo.

O *triangular index* é dado pela integral da densidade da distribuição (todos os intervalos NN) dividido pelo máximo da densidade de distribuição, cujo formato triangular é plotado através do comprimento do intervalo (no eixo x) pelo número de intervalos que corresponde a esse comprimento (eixo y). Utilizando-o na medição dos intervalos NN a partir da escala discreta, seu valor pode ser aproximado pelo número de intervalos NN total dividido pelo número de intervalos na escala utilizada, tornando a medida dependente do tamanho dessa escala utilizada, mas pouco sensível a artefatos e batimentos ectópicos, pois ficam fora do triângulo (13, 14).

Outro método geométrico é o TINN (ou *triangular interpolation of NN interval histogram*), cujo comprimento basal da mínima diferença quadrada da interpolação triangular do pico mais alto do histograma de todos os intervalos NN é aproximado a uma distribuição desses intervalos NN por meio de uma função linear, onde o comprimento base desse triângulo é utilizado para medir o HRV index (13). Tanto para o TINN quanto para o *triangular index*, os resultados que expressam a VFC global medida ao longo de 24 horas mostram-se muito mais influenciáveis por baixas frequências do espectro que em relação às altas (13, 14, 20),

o que pode ser constatado a partir da Fig. 6. A principal desvantagem desse método, assim como o anterior, é a necessidade de uma quantidade razoável de pontos para se construir a geometria, sendo necessários no mínimo 20 minutos de gravação, mas preferindo-se 24 horas para assegurar sua performance (13, 14, 20).

Figura 6 – Distribuição de densidade de uma amostra D , cujo valor do *triangular index* é obtido dividindo a área integral de D pelo máximo Y . Caso a amostra seja discreta, seu valor será obtido através da divisão do total de intervalos NN por Y . Para encontrar as medidas de $TINN$, os valores de M e N são estabelecidos, gerando uma função multilinear q , de tal forma que $q(t)=0$ para $t \leq N$ e $t \geq M$ e $q(X)=Y$, além de ser o valor mínimo da integral $\int_0^{+\infty} (D(t) - q(t))^2 dt$, sendo que seus valores são apresentados em milissegundos, pela fórmula $TINN = M - N$.

Fonte: Autor, adaptado de Task Force (13).

Além do gráfico de Poincaré, o *differential index* e *logarithmic index* são outros métodos encontrados na literatura, porém não possuem tanta aplicação quantos os outros citados. O primeiro corresponde à diferença entre as larguras, no histograma, das diferenças entre intervalos NN adjacentes, medidos em certas alturas escolhidas (13), mostrando-se como um método promissor no prognóstico de pacientes com angina pectoris crônica estável (27). Já o segundo método é descrito pelo coeficiente φ da curva exponencial negativa $k.e^{-\varphi t}$, sendo a melhor aproximação do histograma das diferenças absolutas entre intervalos NN adjacentes (13).

3.2 Modelos no domínio da frequência

A análise espectral é uma técnica aplicada desde 1960, que decompõe os sinais estacionários, permanentes e/ou flutuantes no domínio do tempo em seus componentes senoidais, que

permite a construção do espectro de densidade de potência, onde a potência de cada componente é representada como uma função da sua frequência (9, 13). Tal operação possui como princípio a noção de que a VFC seja composta por determinados ritmos bem definidos, nos quais são correlacionados com os mecanismos de controle cardiovasculares, em diferentes bandas de frequência, como: ultrabaixa frequência (*Ultra Low Frequency* - ULF $< 0,003$ Hz), muito baixa frequência ($0,003 \text{ Hz} \geq \text{Very Low Frequency}$ - VLF $< 0,04$ Hz), baixa frequência ($0,04 \text{ Hz} \geq \text{Low Frequency}$ - LF $< 0,15$ Hz) e alta frequência ($0,15 \text{ Hz} \geq \text{High Frequency}$ - HF $< 0,4$ Hz), uma vez que cada uma está relacionada a algum sistema do corpo (13, 28, 29, 30, 31, 32).

As flutuações de ULF e de VLF são frequências dominantes quando feita a análise em intervalos de 24 horas, pois indicam os mecanismos de regulação de longa duração como: o sistema termorregulador, o sistema renina-angiotensina (relacionado com a pressão sanguínea e outros fatores químicos regulatórios), o tônus vasomotor periférico e outros fatores hormonais (28, 32). A ULF pode relacionar-se com as atividades físicas e, durante o exercício físico, causar um aumento de seu valor (33); entretanto, a VLF depende primariamente do fluxo parassimpático (34). Por outro lado, a LF é relacionada principalmente à modulação simpática e suas mudanças, apesar de também poder ser ampliada pela ação vagal e oscilação rítmica dos barorreceptores, fato que é discutido por vários autores (13, 17, 21, 28, 29, 35); a HF corresponde principalmente a frequência de respiração, mediado pelo sistema parassimpático (13, 17, 21, 28, 36).

A partir desses dados ainda podem-se extrair três índices: potência total (*Total Power* - TP), representando a variância dos intervalos NN no segmento de tempo escolhido; LF/HF, refletindo as alterações (absolutas e relativas) dos sistemas simpáticos e parassimpáticos; LF norm ou HF norm, semelhantes aos HF e LF anteriores, porém em unidades normalizadas (HF ou LF / (TP - VLF) $\times 100$) (13, 21, 28, 31, 32).

Durante a análise no domínio da frequência, duas classificações podem ser feitas: métodos não paramétricos, mais simples e de processamento rápido, e os métodos paramétricos, que facilitam a distinção independente das bandas de frequência, o pós processamento do espectro e não necessitam de muitos pontos para manter uma boa qualidade de resultados. O primeiro engloba métodos derivados da transformada de Fourier (FT), como a transformada rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform* - FFT) e a transformada de Fourier de curto termo (*Short Time Fourier Transform* - STFT), as transformadas (contínua e discreta) de wavelet (*Continuous Time Wavelet Transform* - CWT e *Discrete Wavelet Transform* - DWT) e a distribuição suave Pseudo-Wigner-Ville (*Smoothed Pseudo Wigner-Ville distribution* - SPWVD); para a segunda classificação, tem-se os métodos: modelos auto-regressivos (*Autoregressive Modelling* - AR) e estatística de ordem superior (*Higher Order Spectra* - HOS) (13, 14).

As transformadas de Fourier são métodos objetivos que apresentam resultados em duas

unidades: ms^2/Hz para a VFC e Hg^2/Hz para a variabilidade da pressão arterial (VPA), dependendo de qual for a análise. Sua grande vantagem é a facilidade de implementação e a possibilidade de se recuperar o sinal do tacograma, pois inexistem a perda de informações no processo, além de conter grande eficiência computacional. Por outro lado, as principais limitações relacionadas incluem uma baixa resolução de frequências e a estacionaridade do sinal analisado, sendo necessárias adaptações nesses métodos quando o sinal adquirido for feito em situações de exercícios físicos (9, 13, 14, 32). Sua fórmula é apresentada na Eq. 3.3. A STFT é uma aplicação em particular da FT quando necessário localizar um evento ao longo da escala do tempo, utilizando-se uma janela com comprimento finito, podendo ser visto na Eq. 3.4. O principal problema dessa técnica é a perda de informação no domínio do tempo, que em determinadas aplicações pode não ser muito útil, além de ser totalmente dependente da estacionaridade do sinal para se obter uma boa resolução (14).

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \exp(-j\omega t) dt \quad (3.3)$$

$$Sf(u, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) w(t - u) \exp(-j\omega t) dt \quad (3.4)$$

O modelo auto-regressivo considera a série temporal como uma equação diferencial, assim como o sinal de cada intervalo de tempo é expressado como uma função linear dos seus valores em p_{AR} intervalos anteriores, onde p_{AR} é a ordem do modelo paramétrico e seu valor é igual a $p_{AR} = 16$, de acordo com Acharya et al. (9, 14, 37). Esse método utiliza os dados no domínio do tempo para identificar o modelo que melhor se adapta, de acordo com o número de picos, e, a partir dos picos mais significativos, excluir os ruídos provenientes dos dados, ação que a FFT não faz, tornando o método mais consistente com uma aproximação estatística ou estocástica (10).

Apesar dessa técnica tornar possível a determinação das frequências centrais de cada pico de maneira analítica, ela não se mostra como um método muito útil clinicamente, embora seja interessante em pesquisas, sendo relacionada a anormalidades cardiomiopáticas, fibrilação atrial, bloqueio do ramo esquerdo, síndrome do nódulo sinusal, contração ventricular e fibrilação ventricular (14).

O HOS utiliza representações espectrais de alta ordem, ou cumulantes, para analisar os sinais da VFC. Com isso, é utilizada uma correlação da transformada de Fourier de terceira ordem, denominada bispectro, podendo ser normalizada entre os valores 0 e 1, indicando o grau de união de fase entre os componentes da frequência. As principais vantagens desse método são: possuir aplicação em sistemas não Gaussianos revela informações sobre amplitude e fase dos processos; classificar e detectar os sinais não Gaussianos, além de prover uma imunidade aos ruídos do sistema; detectar e caracterizar as propriedades não

lineares. O grande problema desse método é a análise dos dados com grande variação na morfologia dos sinais do ECG (38).

Algumas aplicações do HOS na literatura indicam sua utilização na análise e classificação de arritmias cardíacas (39), detecção das ondas R no complexo QRS no eletrocardiograma (40), reconhecimento dos parâmetros da taquicardia ventricular e fibrilação ventricular (41, 42).

3.2.1 Modelos Autorregressivos - AR

O modelo Autorregressivo pode ser caracterizado como uma técnica exclusivamente frequencial, podendo também ser apresentada como tempo-frequencial. Uma vez que os modelos frequenciais apenas mostram as frequências características do sinal, perdendo a informação do tempo onde ocorreram esses valores, as representações tempo-frequenciais são mais recomendadas para a caracterização da VFC. Essas técnicas são divididas em duas categorias principais: Não-Paramétrica e Paramétrica. A primeira possui dois subitens, sendo eles do tipo Linear, que inclui a STFT (Short Term Fourier Transform) e a WT (Wavelet Transform); ou do tipo Quadrática, representada pela distribuição de Wigner-Ville e suas versões filtradas. De outro lado, a categoria das funções paramétricas têm como métodos principais os baseados em modelos autorregressivos com coeficientes variantes no tempo.

Os métodos da categoria não-paramétrica são bastante eficientes computacionalmente, principalmente os lineares, que são rápidos, precisando apenas de algumas linhas de código para serem implementados. Contudo, possuem um empecilho significativo quando utilizados em sinais muito não-estacionários: não possuem uma boa resolução temporal e espectral ao mesmo tempo. Nesses métodos, existe a necessidade de modificar o tamanho das janelas de acordo com os valores que precisam ser analisados, fazendo com que janelas grandes na frequência possuam janelas pequenas no tempo (ou janelas pequenas na frequência tenha grandes janelas no tempo), como pode ser visto na Fig. 7.

Sendo assim, fica evidente que a utilização dessa técnica irá acarretar, necessariamente, na perda de parte da informação do sinal, seja ela temporal ou espectral. Para o exercício físico, isso acaba sendo uma complicação, ao ponto que tanto a informação temporal quanto espectral precisam ser bem definidas.

Com isso tem-se a outra categoria de análise: a paramétrica. Nela, utilizam-se técnicas Autorregressivas (como *Autocorrelation*, *Marple* e *Burg*) para fazer um tipo de regressão linear para séries temporais, sendo que os valores atuais da amostra, x_n , em uma sequência de dados, $[x_1 \ x_2 \ \dots \ x_N]$, podem ser preditos como uma combinação linear dos p_{AR} mais recentes valores da amostra $[x_{k-1} \ x_{k-2} \ \dots \ x_{k-p}]$, sendo p_{AR} a ordem de regressão do modelo (geralmente muito menor que a duração da sequência N). Portanto, a relação entre os valores atuais e os anteriores se dá pela Eq. 3.5, sendo x_k o valor do sinal no tempo k , u_k

Figura 7 – Diferença da resolução dos métodos no domínio da frequência: a) grade padrão da STFT que possui uma resolução fixa em ambos os eixos; b) demonstração da grade diádica de nível 6 da WT.

Fonte: Autor

o ruído branco no tempo k , cujo valor médio é zero, p_{AR} é a ordem do modelo AR, a_j é o coeficiente do modelo AR (43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50).

$$x_k = \sum_{j=1}^{p_{AR}} a_j x(k-j) + u_k \quad (3.5)$$

Os coeficientes, normalmente, são obtidos através das equações de Yule Walker ou de Burg. A grande vantagem dos modelos paramétricos frente aos não-paramétricos está justamente na desnecessidade de dividir tempo e frequência em janelas muito grandes ou pequenas, dependendo de qual seria melhor analisar com precisão, pois a resolução frequencial acaba sendo pouco afetada pelo tamanho da janela (45, 46). Sendo assim, é possível obter uma boa resolução espectral ainda que contenha janelas curtas, melhorando inclusive a resolução temporal, já que o único parâmetro que precisa ser mudado para melhorar a resolução do resultado é a ordem do modelo. Entretanto, é preciso estimar com certa precisão qual seria a melhor ordem do modelo para a análise que precisa ser feita. Alguns autores (44, 51, 52) estudaram a fundo esse assunto, chegando a conclusões similares para uma relação entre a ordem p_{AR} do modelo e a frequência de reamostragem f_r do sinal RR. Carvalho (45) afirma que para uma frequência de 2 Hz, recomenda-se que

a ordem do modelo seja de 12 a 15, enquanto para frequência de 4 Hz, a ordem varia de 15 a 20. Boardman et al. (44) encontraram também valores da ordem do modelo maiores que 16 e menores que 22 ($16 > p_{AR} > 22$) não houveram mudanças relevantes nos valores obtidos para uma frequência de 4 Hz.

Outros autores (46, 53, 54, 55, 56, 57, 58) também utilizaram esses valores para a ordem dos seus modelos AR, sendo mais comum o emprego de $p_{AR} = 18$ ou $p_{AR} = 20$ nos casos de análise temporal-frequencial. O ponto negativo de se ter um valor tão alto de p_{AR} para formação do espectro AR é a quantidade de processamento que precisa ser feita para que se gere esses coeficientes ao longo de toda a amostra. Para a obtenção dos coeficientes deve-se calcular a função de transferência do modelo AR (ou função de resposta de frequência) em $H(z)$, sendo um filtro digital que pode ser caracterizado por três tipos (59):

FIR (Finite Impulse Filter): Os valores de $n_a = 0$ e $n_b \neq 0$, significando que no momento em que o filtro for alimentado por um impulso diferente de zero, terá uma resposta de duração finita. Após uma quantidade de intervalos n_b , retornará ao valor de zero. Esse filtro também pode ser chamado de *moving average* (MA).

IIR (Infinite Impulse Filter): Os valores de $n_b = 0$ e $n_a \neq 0$. Após a primeira amostra de valores diferentes de zero, o filtro pode produzir uma saída infinita. Também pode ser chamado de filtro autorregressivo (AR).

ARMA (AutoRegressive Moving Average): Os valores de $n_b \neq 0$ e $n_a \neq 0$ e é considerado o filtro do tipo mais genérico. Também pode ser chamado de IIR.

A função de transferência pode ser representada pela razão entre dois polinômios, dado por

$$H(z) = \frac{b(1) + b(2)z^{-1} + \dots + b(n_b + 1)z^{-n_b}}{a(1) + a(2)z^{-1} + \dots + a(n_a + 1)z^{-n_a}} \quad (3.6)$$

onde os valores do numerador são chamados de zeros da função de transferência, os valores do denominador são chamados de pólos da função de transferência, n_a e n_b são a ordem do modelo (caracterizada por p_{AR} no modelo AR) e $z = e^{j\omega}$. Portanto, o modelo autorregressivo é um filtro IIR de pólos p_{AR} , cujos valores de n_b são zeros, $b(1) = 1$ e $a(1) = 1$, fazendo com que a função seja

$$H(z) = \frac{1}{1 + \sum_{k=1}^{p_{AR}} a_k e^{-j\omega k}} \quad (3.7)$$

e seu espectro de potência seja dado por

$$PSD(n) = \frac{\sigma^2}{f_r} |H(n)|^2 = \frac{\sigma^2}{f_r |1 + \sum_{k=1}^{p_{AR}} a_k e^{-j\omega k}|^2} \quad (3.8)$$

onde $PSD(n)$ é o espectro de potência do modelo AR para aquela quantidade de pontos analisada e f_r é a frequência de reamostragem.

3.3 Métodos Não-Lineares

As técnicas dos métodos não lineares foram desenvolvidas em meados dos anos 70 e 80 e geraram um grande interesse por parte de pesquisadores que exploravam os comportamentos caóticos dos sistemas biológicos e suas aplicações na biologia e medicina. Isso se mostrou um desafio para tentar quantificar a complexidade da dinâmica fractal encontrada nos sistemas que regulam a FC e a pressão sanguínea (60). Isso permitiu a reconstrução de todo um sistema não-linear a partir de uma única variável, desde que a dinâmica gerada fosse similar à dinâmica original (61). Sendo assim, mais informações sobre a VFC em diversas condições fisiológicas e patológicas podem ser obtidas, gerando um prognóstico adicional e complementar à tradicional análise no domínio do tempo e da frequência (60).

Voss et al. (60) dividem os métodos em quatro grupos de medidas diferentes, sendo esses: fractal (*Fractal measures*), entropia (*Entropy measures*), dinâmica simbólica (*Symbolic dynamics measures*) e representação de Poincaré (*Poincaré plot representation*). Porém, na literatura (14) também é encontrado as medidas exponenciais (*Exponential measures*), formando assim um total de cinco grupos.

O primeiro grupo das medidas fractais é composto pelos métodos: *Power-law Correlation* (PLC), *Detrended fluctuation analysis* (DFA), *Multifractal Analysis* (MA) e *Correlation dimension analysis* (CD). A *Power-law Correlation* é caracterizada pela dependência do espectro de potência das flutuações dos intervalos NN, calculado nas frequências de 10^{-4} a 10^{-2} , resultando em um coeficiente β negativo na ordem de -1 em indivíduos saudáveis e $\beta \approx -1,15$ em pacientes que sofreram infarto do miocárdio. Suas principais limitações englobam a estacionaridade, periodicidade e tamanho muito grande do sinal adquirido (37, 60, 62).

O DFA é um método que quantifica a presença ou ausência das propriedades da correlação fractal dentro de uma série temporal em escalas de múltiplos comprimentos, a partir dos expoentes de curta (α_1) e longa escala (α_2). Seus valores são aproximadamente 1 em sujeitos saudáveis, enquanto valores são menores do que 1 em pacientes com cardiopatias. As principais limitações se encontram na necessidade de mais de 8000 pontos, batidas intermediárias nos intervalos NN e filtragem de batimentos ectópicos (14, 17, 37, 60, 62, 63).

Por outro lado, a MA descreve sinais que são muito mais complexos do que aqueles fornecidos por modelos monofractais, usando um número muito maior de expoentes escalares para caracterizar completamente o sistema, fato que pode causar uma perda da VFC quando os pacientes sofrerem de insuficiência cardíaca congestiva. Sua principal

limitação é a necessidade de infinitos expoentes para caracterizar completamente suas propriedades escalares (37, 60). Ainda nesse grupo, o modelo CD apresenta valores altos para dados caóticos e diminui conforme a variação dos intervalos NN decaem ou se tornam rítmicos. Para uma dimensão de 10 e atraso do tempo de 1, o valor de CD gira em torno de 3,61 em um indivíduo saudável, sendo que ele diminui em casos de cardiopatias (14, 37).

No segundo grupo tem-se os seguintes modelos: *Approximate/Sample entropy* (ApEn/SampEn), *Multiscale entropy* (MSE) e *Compression entropy* (CE) (14, 37, 60, 62). O ApEn/SampEn são dois modelos muito similares, sendo esse segundo uma melhoria do método ApEn, possuindo interpretação similar. Enquanto o primeiro busca quantificar a probabilidade de ocorrerem certos padrões, de acordo com comparações subsequentes, o segundo método quantifica a probabilidade de duas sequências de pontos consecutivos serem similares entre si, de acordo com uma certa tolerância. Os valores de ApEn ficam na ordem de 1,0 a 1,2 para indivíduos saudáveis, enquanto aqueles que sofreram um infarto ficam na casa dos 1,2; da mesma forma, o SampEn se comporta de maneira significativamente maior em indivíduos com fibrilação atrial (14, 37, 60). As principais limitações desses métodos são: estacionaridade do sinal, comprimento e número de pontos muito grandes, batimentos ectópicos e irregularidades prejudicam os resultados (60).

A próxima técnica é o MSE, um método que utiliza várias escalas do tempo para medir a complexidade do sistema, sendo aplicável em um comprimento finito do sinal. Ele se mostrou ser eficiente na distinção de pacientes com insuficiência cardíaca crônica em relação a pacientes saudáveis. As limitações principais do método são: estacionaridade do sinal, valores atípicos (como batimentos ectópicos) e perda de precisão quando existe a redução da quantidade de dados (60).

Já o último método desse grupo é o CE, que quantifica a extensão na qual os dados da série temporal pode ser comprimida, fazendo com que valores da VFC que possuam pouca flutuação tenham maior compressão. O aumento desse índice pode indicar uma mudança no sistema simpático/parassimpático, revelando algumas cardiopatias como insuficiência cardíaca crônica, taquiarritmia ventricular e esquizofrenia aguda. As suas principais limitações ficam na dependência da taxa de dados, comprimento da janela e números inteiros requeridos (60).

O próximo grupo possui apenas um método, que é o *Symbolic dynamics* (SDyn), um método introduzido em 1898 por Hadamard, mas que começou a ser utilizado mais nos anos 90. Sua utilização é bem simples: a série é transformada em quatro símbolos do alfabeto para classificar os dados, a partir dos quais uma sequência de três símbolos contém 64 diferentes palavras. Seu resultado é apresentado por um histograma que contém a probabilidade de cada palavra estar dentro de uma sequência de palavras, que pode indicar a atividade vagal e do barorreflexo. Uma limitação desse método é a perda de informação e a influência que batimentos ectópicos/ruídos provocam nos símbolos (37, 60).

No penúltimo grupo listado, o *Exponential measures* contém dois métodos principais: *Largest Lyapunov exponent* e *Hurst exponent*, ambos com o objetivo de expressar o comportamento caótico dos sistemas através de um expoente. No primeiro modelo, os valores são definidos a partir da média da divergência de duas trajetórias vizinhas, verificando se elas convergem ou divergem, a partir das condições iniciais impostas pelo método. Expoentes positivos caracterizam que os caminhos estão de forma caótica; os negativos mostram que eles se aproximam a um ponto fixo comum; expoentes nulos caracterizam posições relativas sem alterações. Cardiopatias como insuficiência cardíaca crônica e cardiomiopatia isquêmica causam uma diminuição nesse valor (14).

Por outro lado, o *Hurst exponent* mede a suavidade de uma série temporal fractal, com base no comportamento assintótico da faixa do processo que é redimensionada, a partir da presença ou ausência do grau de dependência de longa duração na série. Em indivíduos com cardiomiopatias seu valor diminui, decaindo ainda mais nos casos de fibrilação atrial e síndrome do nódulo sinusal (14).

No último grupo, a representação de Poincaré possui apenas um método, com o mesmo nome, sendo abordado na subseção seguinte.

3.3.1 Gráfico de Poincaré

O gráfico de Poincaré é considerado uma técnica temporal geométrica e não-linear simultaneamente, pois retrata o comportamento das flutuações dos intervalos NN, reconhecendo correlações escondidas de uma série temporal, representado pela plotagem de cada intervalo NN em relação ao seu posterior (26, 64). Seu gráfico característico lembra uma nuvem de pontos no plano cartesiano orientado ao longo de uma linha de identidade, fazendo com que a análise quantitativamente/visualmente desse formato seja uma descrição da VFC (14, 19). Inicialmente, essa técnica foi utilizada para visualizar alterações ocorridas no padrão da VFC e interações do sistema autonômico/cardiovascular principalmente para cardiopatas, distinguindo-os de pacientes saudáveis (19). Khandoker et al. (19) dividem em quatro formatos principais: cometa, torpedo, ventoinha e complexo, sendo que o primeiro e o segundo são caracterizados por indivíduos saudáveis, o terceiro por pacientes com insuficiência cardíaca e o último quando ocorrer um comportamento não linear, normalmente associado a cardiopatias.

Para caracterização matemática do gráfico de Poincaré, a técnica mais utilizada é a aproximação para uma elipse, como pode ser vista na Fig. 8. A elipse é adaptada a partir da linha de identidade, uma reta rotacionada em 45° que se inicia a partir do cruzamento dos eixos principais e que passa pelo centróide do gráfico. Nessa geometria formada, dois índices principais podem ser computados, sendo a variabilidade instantânea batida-a-batida caracterizada pelo SD_1 , enquanto o SD_2 é descrito como a variabilidade contínua de longa

duração, além de ser possível se utilizar da relação SD_1/SD_2 para verificar a razão na qual a variabilidade instantânea aumenta em relação à variabilidade de longa duração, índice geralmente associado a doenças como cardiopatia isquêmica/dilatada e bloqueio do ramo direito quando seu valor decai muito (14, 19).

Figura 8 – Representação do gráfico de Poincaré para intervalos RR de uma pessoa saudável ($n = 3000$ pontos).

Fonte: Autor, adaptado de Khandoker et al. (19).

Para o cálculo do SD_1 é possível utilizar a Eq. 3.9 onde NN_i a duração do i -ésimo intervalo NN nos dados analisados, NN_{i+1} é o próximo valor do intervalo NN analisado e n é a quantidade de todos os intervalos NN. No caso do SD_2 , a Eq. 3.10 é bem similar ao SD_1 , porém existe a adição do termo $\overline{NN}$ que é a média de todos os intervalos NN analisados (19, 26, 64, 65).

$$SD_1 = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} \frac{(NN_i - NN_{i+1})^2}{2}} \quad (3.9)$$

$$SD_2 = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} \frac{(NN_i + NN_{i+1} - 2\overline{NN})^2}{2}} \quad (3.10)$$

Em termos fisiológicos, o valor de SD_1 é uma medida das rápidas mudanças ocorridas nos intervalos NN e, graças ao efeito vagal no nodo sinusal ser conhecido por possuir um desenvolvimento mais rápido em relação aos efeitos do sistema simpático, é considerado

como um índice parassimpático de controle do nodo sinusal; entretanto o SD_2 é influenciado pelo sistema parassimpático e simpático simultaneamente (26, 64, 65).

Na literatura existem diversos artigos que apresentam essa técnica como uma solução prática e não invasiva capaz de caracterizar funções cardíacas anormais e de prognóstico de inúmeras cardiopatias como mortalidade no pós-enfarte do miocárdio, insuficiência cardíaca crônica, síndrome da morte súbita infantil, risco de arritmias ventriculares potencialmente fatais em pacientes submetidos a cirurgias cardíacas, insuficiência cardíaca congestiva, arritmia etc. (64). Além disso, é muito utilizado para análise para a identificação do limiar da VFC (LiVFC) em testes de exercício progressivo, para atletas e não-atletas, comparando seus resultados com o teste considerado padrão-ouro: o teste ergoespirométrico.

Um diagrama com todos os métodos apresentados no domínio do tempo, da frequência e não-lineares pode ser visto na Fig. 9.

Figura 9 – Diagrama dos métodos matemáticos utilizados na análise da VFC.

Fonte: Autor

4 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA DOS ESTUDOS SOBRE A VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA APLICADA EM EXERCÍCIOS FÍSICOS

Na fisiologia do esporte, um dos principais indicadores de desempenho físico é o limiar anaeróbio (LA), ainda mais quando empregado em esportes de característica contínua e prolongada em relação ao consumo máximo de oxigênio (66). Esse ponto, também chamado de limiar do lactato (LL), pode ser feito de diversas maneiras, invasivas e não-invasivas, para diferentes protocolos de testes, incrementais ou contínuos. A técnica não-invasiva mais comum é dada pela ergoespirometria, inicialmente proposto por Wasserman et al. (67), que correlacionaram o limiar anaeróbio com variáveis ventilatórias, ou seja, relacionando o LL com o LV_1 e também propondo um segundo limiar dado por LV_2 , já descritos em seções anteriores. Apesar dessa técnica ser considerada o padrão-ouro na fisiologia do esporte, requer equipamentos custosos, pessoal especializado obter uma boa confiabilidade e possíveis variações individuais, tornando o acesso mais limitado a pessoas e locais especializados.

Em busca por outros métodos que forneçam informações relativas aos limiares ventilatórios, a VFC vem sendo aplicada desde a década de 80, mais ativamente entre os anos de 1990 e 2000, na tentativa de correlacionar alguma mudança de comportamento da curva de variabilidade aos limiares. O estudo proposto por Yamamoto, Hughson e Nakamura (68) foi um dos pioneiros a correlacionar a atuação dos sistemas simpáticos e parassimpáticos durante a realização de exercícios físicos em protocolo de rampa à VFC, começando com um aquecimento na potência de 50 W e seguido por um incremento de $2 \text{ W} \cdot \text{min}^{-1}$ até a exaustão, em 6 indivíduos do sexo masculino. Nele, além da VFC, foram obtidos os dados da $\dot{V}E$, $\dot{V}CO_2$, lactato, adrenalina, noradrenalina, indicadores dos sistemas nervoso simpático (SNS) e parassimpático (SNP), expoente espectral e, com esses dados, o valor do LV_1 . Os autores chegaram à conclusão de que o indicador SNP diminui drasticamente até chegar em torno de 60 % do $\dot{V}O_{2max}$, mantendo-se estatisticamente inalterado até 100 % do $\dot{V}O_{2max}$, enquanto seu valor aumenta significativamente após os 110 %. Essa conclusão foi similar ao trabalho proposto pelos mesmos autores um ano antes (69), porém com a técnica de análise espectral da VFC.

Seguindo o mesmo raciocínio, De Meersman (70) realizou testes com 144 indivíduos, sendo metade deles corredores e a outra metade sedentários (utilizados como grupo de controle),

que realizaram testes com frequência respiratória constante durante o repouso e um teste cicloergométrico incremental, iniciando na potência de 0 W em 60 revoluções por minuto (rpm), aumentando seu valor em 20 W.min⁻¹ até a fadiga (mantendo-se os 60 rpm). Foi encontrado que o grupo de corredores apresentou um nível maior de VFC quando comparado com o grupo de sedentários, mostrando que o exercício físico está associado a um modulador benéfico da VFC em pessoas com idade avançada e o estudo da VFC indica uma técnica não invasiva na medição do SNP, apesar de ser inconclusivo quanto à atuação do SNS. Esses resultados estão de acordo com os valores apresentados por Alonso et al. (71), que calculou o desvio padrão da FC durante 1 min (considerado como sendo a VFC) do teste de esforço, com incrementos de 30 W a cada 3 minutos até a exaustão, diminuindo seus valores de forma significativa até 60 % do $\dot{V}O_{2max}$ e estabilizando nos estágios subsequentes.

Bunc et al. (72) também propuseram que a FC estava associada não somente ao LV_1 , mas também ao LL e ao limiar da eletromiografia (técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis das células musculares), por meio da avaliação de 24 estudantes do sexo feminino, a partir do teste cicloergométrico incremental, com um aquecimento de 3 min sem carga, seguido pelo início do teste com carga de 40 W e incremento de 10 W.min⁻¹ até a exaustão, mantendo-se o valor de 70 rpm na bicicleta. A proposta utilizou-se da média dos valores de 5 s da FC para verificar o ponto onde a linearidade do aumento da FC se tornou descontínuo, chamando esse ponto de limiar da FC. Seus resultados apresentaram uma correlação significativa ($p < 0,01$) em todos os limiares estudados, levando à conclusão de que é possível utilizar o limiar da FC como uma alternativa para obtenção do LA.

O trabalho de Tulppo et al. (1) é um dos mais famosos e pioneiros na literatura quando se busca uma metodologia que determine numericamente o ponto onde ocorre o LV_1 sem a necessidade do teste ergoespirométrico. Nessa pesquisa, 110 participantes foram avaliados, divididos por faixa etária e aptidão física. O protocolo de rampa foi adotado para uma bicicleta ergométrica, iniciando-se o teste em uma potência de 25 W e aumento gradativamente sua intensidade em 25 W a cada 3 min até a exaustão, obtendo-se os valores de LV_1 por meio de um ergoespirômetro e a frequência cardíaca por um monitor Polar[®]. Através do gráfico de Poincaré, os valores de SD_1 e SD_2 para os últimos dois minutos de cada estágio foram analisados e normalizados (para SD_{1n} e SD_{2n}), obtendo-se os menores valores de SD_1 quando a diferença do seu valor entre dois níveis de intensidade consecutivos for menor que 1 ms. Nesse ponto ocorre a retirada vagal completa do indivíduo, coincidindo com o valor de LV_1 .

Com a mesma idéia de propor uma metodologia de análise numérica dos limiares metabólicos a partir da VFC, Lima e Kiss (2) fizeram o estudo de 16 indivíduos do sexo masculino em uma bicicleta ergométrica, com protocolo de testes em rampa, a partir da

carga inicial de 0 kpm.min^{-1} a 60 rpm, seguido por um aumento de 90 kpm.min^{-1} até a exaustão. Utilizando-se da plotagem de Poincaré, os autores calcularam os valores SD_1 e SD_2 a partir dos últimos 10 s de cada estágio, juntamente com a coleta de uma gota de sangue do lóbulo da orelha para a determinação do lactato (La) daquele estágio. Na construção das curvas de $SD_1/\text{La} \times \text{Carga}$ pode-se observar o ponto onde ocorreu o menor valor de $[\text{La}]/\text{carga}$, sendo esse caracterizado como sendo o LL. Esses pontos de mínimo na curva sempre coincidiram com os pontos em que os valores de SD_1 estavam abaixo de 3 ms, constituindo um padrão para essa técnica. Sendo assim, os autores propõem que essas ocorrências podem fazer parte do mesmo fenômeno, tornando possível a identificação dos limiares metabólicos de diferentes maneiras, contanto que seja utilizado o método apropriado, de acordo com o teste realizado e considerando os aspectos práticos disponíveis.

As propostas de Tulppo et al. (1) e Lima e Kiss (2) são muito utilizadas na literatura para a determinação desses limiares metabólicos, pois são de fácil aplicação (no quesito matemático) e também ser muito menos custosa quando comparada com a ergoespirometria. Contudo, ainda não se possui uma conclusão definitiva que demonstre a sua validade e reprodutibilidade para quaisquer tipos de testes/protocolos utilizados, além do fato de que mesmo utilizando-se as mesmas condições, nem sempre é possível garantir que haverão resultados similares caso os sujeitos testados sejam diferentes.

Sendo assim, nos anos subsequentes, diversas pesquisas foram propostas (73, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83, 84, 85, 86, 87) a fim de provar que essas metodologias estão corretas ou até mesmo propor novas avaliações com outros modelos matemáticos. Por mais que, em muitos casos, exista a obtenção de dados excedentes com relação aos limiares, ainda assim não são redundantes, pois oferecem ao profissional do esporte um arsenal diversificado para escolher a metodologia de avaliação mais adequada às suas necessidades.

As controvérsias entre as metodologias que foram apresentadas pelos autores são muitas, como por exemplo: o número pequeno de indivíduos, pequenas ou grandes diferenças entre idades, de ambos (ou não) sexos, com ou sem doenças crônicas, com ou sem treinamento regular. Todos esses fatores ainda deixam dúvidas quanto às melhores estratégias de abordagem. Em sequência pretende-se expor alguns dos trabalhos que foram já realizados e suas principais conclusões, demonstrando a necessidade de maiores pesquisas nessa área.

Cottin et al. (76) estudaram a possibilidade da VFC distinguir as faixas dos limiares ventilatórios e também como a realização de exercícios físicos acima do limiar ventilatório altera a sincronização cardiorrespiratória, a partir da análise espectral no domínio da frequência por meio da FFT e da SPWVD em 11 indivíduos treinados. Nos seus resultados é possível concluir que a VFC pode prover a localização do limiar ventilatório e também que durante exercícios intensos os sistemas centrais respiratórios e cardíacos se mantêm síncronos. Contudo, o pequeno número de sujeitos analisados e a falta de regime permanente durante os testes pode promover conclusões falsas.

Esses resultados estão de acordo com os achados de Cottin et al. (74), quando foi aplicado a FFT para a obtenção dos limiares a partir da VFC em um teste cicloergométrico incremental até a exaustão, com 11 ciclistas/triatletas. Apesar de seus resultados serem positivos quanto à obtenção desses limiares, Perini e Veicsteinas (75) não encontraram respostas similares quando foi realizada a análise espectral diante de diferentes condições fisiológicas. As respostas de HF e LF durante a realização dos exercícios não podem ser correlacionadas a partir da retirada vagal ou pelo aumento da função simpática, sendo interpretada apenas como expressões dos reajustes dos mecanismos de controle do corpo.

Da mesma forma que Cottin et al. (74, 76), Marães et al. (78) utilizaram-se de um modelo para caracterizar o comportamento de indivíduos a partir da VFC. O modelo autoregressivo de médias móveis (ARIMA) foi usado para determinar a correspondência do LV_1 a partir da VFC em exercícios incrementais cicloergométricos. Dois grupos de 9 pessoas divididas em faixas etárias diferentes (jovens e adultos) foram avaliados e apresentaram boa relação com o primeiro limiar ventilatório, apesar dos autores afirmarem ser necessária maior quantidade de pessoas para seus resultados terem uma maior confiabilidade.

Outro modelo utilizado na literatura é o da identificação dos pontos de transição da FC, conhecidos como ponto de deflexão da FC (PDFC) e ponto de inflexão da FC (PIFC). Essa técnica foi estudada por Cambri et al. (81) e por Costa, Lima e De-Oliveira (82), em testes progressivos máximos realizados em esteira (81) e em bicicleta ergométrica (82). Ambos os trabalhos encontraram comportamentos curvilíneos da FC em relação à intensidade de trabalho, apresentando alguma relação com o SNP e SNS. Porém se essa ocorrência for verdade, seria possível notar correlações entre os valores de PDFC e PIFC com os limiares do lactato e/ou limiares ventilatórios, fato que não foi observado de maneira satisfatória por Costa, Lima e De-Oliveira (82).

O estudo de Karapetian, Engels e Gretebeck (84) propõe correlacionar os valores de LL, LV_1 e a VFC através dos seguintes métodos: o limiar ventilatório a partir da avaliação dos dados do ergoespirômetro; o LL de acordo com o primeiro aumento que existe na curva $[La] \times \dot{V}O_2$; o limiar da VFC (LiVFC) similar ao modelo do $[La]$, a partir do primeiro aumento ou da primeira redução no declínio das curvas do desvio padrão e da média do desvio-padrão da VFC. O teste foi feito em 9 homens e 15 mulheres, saindo do repouso e iniciando com 25 W na bicicleta ergométrica, com aumento de 25 W a cada 3 min até a exaustão. As principais conclusões dos autores foram a diferença na localização do LL e do LV_1 , que mesmo sendo muito próximos, ocorreram em pontos de $\dot{V}O_2$ diferentes (em torno de $0,12 \text{ l.min}^{-1}$), apesar de ambos ocorrerem na mesma intensidade do exercício; a ocorrência do LV_1 , LL e LiVFC em pontos similares, permitindo a estimativa dos dois limiares metabólicos através do LiVFC, sendo que os autores recomendam a mensuração da VFC com médias de 1 min, frente a metodologia utilizada que calculou os dados dos últimos 2 min de cada estágio.

A utilização de outros métodos está sendo analisada na literatura, como pode ser visto nos trabalhos de Verlinde et al. (73) e García-Manso et al. (85). Os autores aplicaram a *wavelet transform* para avaliar o comportamento da VFC para atletas do sexo masculino, em testes progressivos (85) e no repouso (73). Verlinde et al. (73) demonstraram que a WT consegue promover informações adicionais na escala temporal e da frequência, inclusive quando a amostra for não estacionária. Além disso, García-Manso et al. (85) verificaram que a utilização da metodologia aplicada a exercícios físicos pode auxiliar na identificação do primeiro limiar ventilatório como uma técnica mais barata e não invasiva para esse propósito.

Dessa mesma forma, Cottin et al. (83) apresentaram a técnica SPWVD como uma alternativa à detecção do LV_1 e LV_2 em teste incremental de corrida até a exaustão a partir da VFC. Nesse artigo, os autores demonstraram que os pontos dos limiares 1 e 2 foram compatíveis com os dados apresentados pela distribuição, correspondendo aos valores provenientes do produto $HF \cdot fHF$, fato que não ocorreu pelo valor fHF . O estudo foi apenas mais uma confirmação do que os próprios autores fizeram anteriormente (76), aplicando a mesma técnica. Isso mostra que essa técnica, associada a outras, pode tornar o estudo dos limiares metabólicos mais simples e baratos.

A técnica mais utilizada na fisiologia do exercício para correlacionar limiares metabólicos com a VFC, sem dúvidas, é o gráfico de Poincaré. Como já foi dito anteriormente, dois critérios geralmente são analisados (Tulppo et al. e Lima e Kiss) para essa finalidade, sendo que vários autores (79, 80, 86, 87) já se utilizaram dela para analisar seus resultados.

Brunetto et al. (79) compararam os dois critérios da VFC com o LV_1 em 41 adolescentes de 14 a 18 anos (22 do sexo masculino e 19 do sexo feminino) no teste de esforço máximo de esteira ergométrica. Durante a avaliação dos valores de SD_1 , SD_2 e SD_1/SD_2 , análises foram empregadas para os valores absolutos ($\dot{V}O_2$) e relativos ($\% \dot{V}O_{2max}$) dos indivíduos com a aplicação dos critérios de maneira individual (cada um avaliado separadamente) e de forma conjunta (os dois critérios ocorrendo ao mesmo tempo). Algumas conclusões foram obtidas: 1) os critérios apresentaram correlações significativas com o LV_1 quando aplicados em valores absolutos; 2) não houve uma relação clara entre os critérios quando se utilizados valores relativos; 3) o LV_1 ocorre ligeiramente após o LL (84), tornando sua equivalência uma resposta provavelmente equivocada; 4) apesar da metodologia conseguir avaliar a modulação autonômica, não é possível concluir que apenas com a VFC pode-se encontrar o valor de LV_1 .

Outra proposta de correlação do LL com a VFC foi feita por Zanatta et al. (86). Em seu trabalho, testes em bicicletas ergométricas foram feitos com 7 homens e 8 mulheres sem treinamento, cuja intensidade fixa utilizada foi 0,5 *kp* abaixo, 0,5 *kp* acima e na intensidade em que ocorreu o LiVFC (determinado previamente em um teste com protocolo em rampa até a exaustão) com duração de 15 min. Através da plotagem de Poincaré, os valores de SD_1

e SD_1/SD_2 foram coletados para cada minuto do exercício, enquanto os valores do lactato foram coletados no lóbulo da orelha nos minutos 7, 9, 11, 13 e 15. Os autores chegaram à conclusão que o LiVFC, quando utilizado o critério de Lima e Kiss, aparentemente relaciona-se com o segundo limiar do lactato, pois os valores de $[La]$ ficaram acima de $4 \text{ mmol} \cdot \ell^{-1}$ em 50 % dos sujeitos, sendo que a expectativa para o primeiro limiar do lactato seria de valores em torno de $2 \text{ mmol} \cdot \ell^{-1}$. Todavia, os autores afirmam que não é possível identificar com precisão a estimativa da carga do LiVFC em relação ao máximo estado estável do lactato, pois foram os primeiros a fazer essa comparação em relação à estabilização do lactato, sendo necessários outros estudos.

Um dos limiares ainda não falado é o limiar de glicemia (LiGLI), ponto que corresponde ao aumento abrupto da glicose sanguínea durante o teste incremental. Apesar de não ser muito utilizado na fisiologia do exercício, esse dado pode ser muito útil quando é necessária realizar a prescrição de exercícios físicos para diabéticos ou cardiopatas. O estudo de Cavalcante et al. (87) propõe a correlação entre os valores de SD_1 medido a cada estágio do exercício (de 2 minutos) ao valor da glicose nos últimos 30 segundos de cada estágio, obtendo o LiVFC de acordo com o método de Lima e Kiss e o LiGLI pelo menor valor nas curvas de Glicose $\times$ Intensidade do exercício. Essa correlação faz sentido, pois tanto a VFC quanto a glicose são controladas, entre outros mecanismos, pelo SNA (simpático e parassimpático). Os autores afirmam que, independentemente da forma que os resultados foram apresentados (de maneira absoluta ou relativa), é possível correlacionar o LiVFC com o LiGLI, apesar da quantidade de indivíduos estudado ser modesta (8 sujeitos) e da possibilidade desse resultado estar associado ao tipo de protocolo utilizado.

Todas essas informações somente ressaltam a necessidade de uma maior investigação nessas correlações, vistas as contradições apresentadas pelos autores. Ainda nesse tópico, diversos autores (88, 89, 90, 91, 92) promoveram revisões da literatura que auxiliam na condução dos tipos de testes/protocolos a serem usados, assim como as metodologias que podem ser aplicadas. É claro que ainda assim informações novas são encontradas até hoje, tornando muito difícil abranger todas neste texto.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Em cooperação com o Laboratório de Estudo do Movimento da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, foram realizados testes incrementais em esteira com 17 indivíduos do sexo masculino, separados em dois grupos: treinamento regular e irregular. Nos teste realizados foram medidas, para cada expiração, as concentrações de O_2 e CO_2 , além da ventilação, permitindo a determinação de importantes variáveis fisiológicas, como o gasto energético e o quociente respiratório (QR).

5.1 Equipamentos e Critérios de Seleção

Foi realizado um estudo prospectivo com um total de 26 corredores, do sexo masculino, entre 19 e 50 anos de idade, através de seleção prévia de clubes e assessorias esportivas da cidade de São Paulo e conforme informação e consentimento prévios do paciente e aprovação da Cappesq. Para realizar o teste ergoespirométrico, o paciente foi submetido a análise de gases pelo sistema TruMax 2400 Metabolic Measurement System; Consentius Technologies, Sandy, UT, enquanto corria na esteira e realizava o protocolo. A variabilidade da frequência cardíaca foi obtida a partir do intervalo RR, com um monitor cardíaco do tipo Polar RS 800CX. Durante todo o protocolo o atleta foi questionado quanto à escala de BORG, que avalia a percepção subjetiva que o atleta tem sobre o seu próprio esforço, que varia de 6 a 20, sendo 6 o valor em que o paciente considera não estar realizando esforço e 20 o valor de esgotamento do paciente.

Os critérios de inclusão para a realização dos testes foram: corredores entre 18 e 50 anos; sexo masculino; sem patologias cardíacas ou pulmonares conhecidas; escala de Tegner mínima igual a 5. Em seguida, realizou-se uma divisão entre dois grupos com os indivíduos selecionados, de acordo com os seguintes critérios: grupo de treinamento regular - ritmo menor ou igual a $5,5 \text{ min/km}$ e periodicidade maior ou igual a quatro vezes por semana e por 6 meses, Tegner maior ou igual a 7; grupo de treinamento irregular - ritmo maior que $5,5 \text{ min/km}$ ou periodicidade menor do que quatro vezes por semana ou tempo de prática menor do que 6 meses, Tegner maior ou igual a 5.

Após a classificação dos corredores nos dois grupos e feita uma avaliação prévia dos seus resultados, 9 indivíduos foram retirados da análise por apresentarem dados inconsistentes ou não possuírem laudo ao final do exercício. Sendo assim, o grupo de treinamento regular possui 9 indivíduos (classificado como corredores 1 a 9), enquanto o de treinamento irregular conta com 8 corredores (classificado como corredores 10 a 17). A média dos principais valores antropométricos e seu desvio padrão estão representados na Tab. 3.

Com a intenção de mascarar a aferição dos dados e tornar o procedimento mais imparcial possível, os técnicos responsáveis pela aferição do limiar ventilatório de cada corredor não tiveram acesso aos laudos dos demais técnicos, além da supervisão do estudo e a execução do protocolo terem sido realizadas por equipes diferentes. Por fim, o pacote de dados foi finalizado anteriormente à entrega para a análise estatística. Um exemplo do laudo fornecido pelos técnicos pode ser visto no Anexo.

O protocolo adotado durante os testes incrementais foi:

1. Anamnese e análise dos critérios de inclusão;
2. Mensuração dos valores antropométricos;
3. Aferição da Pressão Arterial;
4. Posicionamento e ajuste dos eletrodos e do circuito ergoespirométrico;
5. Aquecimento de 3 minutos a 30 % da velocidade de treino de longa distância;
6. Início do protocolo com 70 % da velocidade estimada para o estado de equilíbrio (*steady state*);
7. Incremento progressivo de velocidade de 1 *km/h* a cada 4 minutos;
8. Valores de frequência cardíaca e BORG registrados ao final de cada minuto;
9. Término do incremento quando o paciente atingir BORG 20;
10. Velocidade de recuperação de 30 % do $\dot{V}O_{2max}$ por 4 minutos;
11. Mensuração dos dados espirométicos após 5 e 10 minutos da recuperação;
12. Término do protocolo.

A execução desse protocolo em um dos corredores pode ser visto na Fig. 10. Os outros indivíduos atuaram de maneira similar a esse, com os mesmos equipamentos e técnicos, porém em horários e/ou dias diferentes.

5.2 Algoritmo de Análise

Todos os métodos utilizados para análise foram desenvolvidos no software computacional Matlab®, com código desenvolvido pelo próprio autor. Para tal, foi necessário considerar diversos parâmetros de análise, tais como: tipo de dado disponível, filtragem de pontos, métodos a serem aplicados, intervalo a ser analisado, estabilidade (ou não) do sinal, funções escolhidas para simplificação e padronização dos resultados.

Tabela 3 – Dados antropométricos dos corredores de treino regular e irregular.

Característica	Unidade	Média $\pm$ Desvio Padrão
<i>Treinamento Regular</i>		
Idade	Anos	33,3 $\pm$ 10,0
Peso	kg	72,7 $\pm$ 6,3
Altura	cm	177,2 $\pm$ 7,0
IMC	kg/m ²	23,2 $\pm$ 2,6
Tempo de Treino	min/km	4,3 $\pm$ 0,6
Vel. Máxima	km/h	15,9 $\pm$ 2,1
<i>Treinamento Irregular</i>		
Idade	Anos	34,6 $\pm$ 9,0
Peso	kg	72,6 $\pm$ 10,0
Altura	cm	170,6 $\pm$ 9,9
IMC	kg/m ²	24,9 $\pm$ 2,3
Tempo de Treino	min/km	5,3 $\pm$ 0,6
Vel. Máxima	km/h	13,4 $\pm$ 1,6

Fonte: Autor

Figura 10 – Corredor durante a realização do exercício físico, sujeito ao protocolo proposto.

Fonte: Autor

Ao longo dos testes de capacidade funcional, os valores do Polar foram exportados em arquivo de texto (.txt) e, nesses arquivos, constam a diferença de tempo, em milissegundo (ms), entre uma onda R e outra adjacente (formando o intervalo RR). Da mesma maneira, a análise dos gases exporta um arquivo de extensão Excel (.xls) com os valores obtidos a cada respiração do indivíduo. Nos referidos arquivos constam os valores para comparação do trabalho (padrão ouro), cujo intervalo de tempo de cada um dos limiares (LV_1 e LV_2) foram definidos por meio da avaliação de um médico especialista, gerando um laudo ao final do exercício (em anexo), que descreve a metodologia utilizada para a determinação desses intervalos de tempo dos limiares. Uma vez obtido esses valores no laudo apresentado, demais índices são retirados do arquivo de Excel, como $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}O_2$, $\%CO_2$, $\%O_2$ e velocidade (km/h) de cada um deles.

5.2.1 Filtragem das Amostras

Os dados coletados pelo polar fornecem o comportamento dos intervalos ao longo de todo o aquecimento/exercício do corredor, que serão utilizados como base para aplicação de um filtro simples para adequação de pontos discrepantes ao longo dos dados. O funcionamento desse mecanismo de filtragem se dá da seguinte maneira: o software faz um varredura em todos os pontos disponíveis, verificando se aquele ponto corresponde a média aritmética dos cinco valores anteriores e posteriores a ele ($\overline{RR}_{méd}$), somado ou diminuído o valor do desvio padrão (σ_{RR}) encontrado ao longo da varredura da média, como mostrado na Eq. 5.1.

$$RR_i = \overline{RR}_{méd} \pm \sigma_{RR} \quad (5.1)$$

Caso o valor esteja dentro dessa faixa de valores esperado, seu valor será mantido e o software segue a varredura; caso o valor esteja fora do esperado pela Eq. 5.1, seu valor será substituído pelo $\overline{RR}_{méd}$ e a varredura continua ao longo de todo o intervalo dos testes, para os 21 corredores analisados. Para controlar a quantidade de pontos corrigidos, estes foram localizados e armazenados em um arquivo independente, sendo que sua quantidade deveria ser menor que 2 % da quantidade de pontos da amostra. Esse tipo de filtro foi escolhido pois deixaria a análise dos métodos com mais pontos a serem analisados, uma vez que os pontos incoerentes não serão retirados da análise final e não alterando a análise estatística. Portanto, colocando-se a média dos pontos adjacentes no lugar dos valores incoerentes, o tamanho da amostra será mantido, sem alterar a média final dos valores. Gerado o arquivo com os valores filtrados, este passará pelos métodos escolhidos no trabalho para avaliação da variabilidade da frequência cardíaca e, para cada um deles, intervalos de avaliação precisão ser descritos. Um exemplo de como o filtro atua em relação aos dados iniciais pode ser visto na Fig. 11. Os outros valores filtrados podem ser vistos no Apêndice A.

Figura 11 – Comparação entre os dados filtrados e originais, para o corredor 8.

Fonte: Autor

5.2.2 Gráfico de Poincaré

O gráfico de Poincaré apresenta uma avaliação temporal muito simplificada (descrito no item 3.3), que demonstra o comportamento de suas duas variáveis através de um intervalo determinado. Esse intervalo pode ser definido como sendo o tamanho total da amostra, ou parte dela, dependendo de como será a análise escolhida. Contudo, existe um problema nisso: a variação do intervalo RR durante um teste incremental é muito grande, iniciando em valores altos (aproximadamente 800 *ms*) e terminando em valores abaixo de 200 *ms*, dependendo do indivíduo escolhido para análise. Além disso, seus valores variam demais, inclusive em pequenos intervalos de tempo, tornando a análise da amostra dispensável, como um todo, por não ser possível fazer nenhuma comparação com outros resultados da literatura. Portanto, a escolha de um intervalo de tempo faz-se necessária para aplicação do método.

A implementação no MatLab® deixa a variável do intervalo para ser analisado em aberto, sendo possível escolher com quantos segundos seria feita a análise de Poincaré. Os valores escolhidos para análise serão de 30, 60, 120 e 240 segundos a partir do início da coleta dos dados. O motivo da escolha desses valores se dá pela quantidade de tempo que cada

corredor ficará em cada estágio do teste, sendo 3 minutos de aquecimento, seguidos por 4 minutos em cada estágio de velocidade. O uso de diferentes intervalos de tempo para computar SD_1 e SD_2 permite que seja possível determinar qual seria a melhor escolha de intervalo para análise, assim como obtêm-se uma quantidade de pontos diferentes e valores diversos. Um dos pontos de maior importância para a análise se dá aos 60 segundos, pois o corpo humano demora entre 2 e 3 minutos para se acostumar com uma intensidade de exercício físico, fazendo com que o último minuto seja mais próximo a uma análise estática, quando em relação aos minutos anteriores, tornando o resultado mais preciso. Isso ocorre pois a análise temporal de Poincaré não consegue distinguir de maneira eficiente variações abruptas em seus valores, sendo melhor uma análise com dados mais constantes (por exemplo, retirados de Holters ao longo de 24 horas no paciente em repouso), tornando mais atrativa a análise aos 30 e 60 segundos. Intervalos menores não se mostram atrativos por não possibilitarem a análise estatística, em razão da baixa quantidade de pontos, nem a comparação com outros métodos que exigem uma quantidade mínima de pontos para sua aplicação.

5.2.3 Modelo Autorregressivo

Apenas a avaliação no domínio da frequência mostra-se pouco para determinar onde ocorreram as mudanças, uma vez que toda a informação acerca do tempo será perdida nesse procedimento. Sendo assim, as técnicas do tipo tempo-frequência são mais indicadas para a avaliação da VFC em testes de exercício físico. O objetivo dessas técnicas é representar o comportamento da frequência ao longo da duração do sinal, seja por um gráfico em 3 dimensões ou um gráfico 2 dimensões com escala de cores (eixo x: tempo; eixo y: frequência; escala de cores: logaritmo natural da potência), mostrado na Fig. 12. Ainda, a escala de cores necessita ser colocada na função logarítmica, uma vez que a ausência dessa transformação implica em distorção dos valores, tornando difícil a comparação estatística (21). Para se obter esse espectrograma, realiza-se a multiplicação do sinal que deseja ser analisado por uma função diferente de zero em apenas um curto intervalo (ou janela) de tempo (e.g. 15, 30, 60 ou 120 s), devendo ser movida ao longo do sinal inteiro, formando a distribuição de frequências ao longo do tempo.

5.2.3.1 Janelamento

Existem muitos tipos de janelas que podem ser utilizadas para fazer a análise. A mais comum é a janela retangular, cujo valor é igual a 1 ao longo do seu intervalo e zero fora dele. A grande característica desse tipo de janela é seu lóbulo principal de largura estreita enquanto os lóbulos laterais decaem lentamente conforme a frequência aumenta. Outra janela geométrica é a triangular (ou de Bartlett), cujo valor central é igual a 1, enquanto decai linearmente até as extremidades, chegando a zero. As outras janelas são derivadas

Figura 12 – Espectrograma com escala de cores na análise tempo-frequencial, através do modelo Auto-Regressivo.

Fonte: Autor

de funções trigonométricas, sendo as mais utilizadas as janelas de Hamming, Hann e Blackman. A janela de Blackman, diferentemente da retangular, tem seu lóbulo principal mais largo, porém os lóbulos laterais decaem rapidamente até o zero. As outras janelas possuem comportamento intermediário entre essas duas.

O principal efeito da multiplicação do sinal, no domínio do tempo, por uma janela, é a convolução no domínio da frequência do espectro original com o espectro da janela. A intenção da convolução é a obtenção de um espectro que seja mais fácil para interpretação, seja com picos mais estreitos, em relação ao original, mas com espalhamento razoável. Sendo assim, a escolha do melhor tipo de janela a ser utilizado torna-se importante, já que isso estará influenciando diretamente em como serão apresentados os resultados. São encontrados na literatura (45, 93) estudos comparativos entre os tipos de janelas e quais as melhores para cada situação. A maioria dos autores (45, 46, 55, 94, 95, 96) utiliza as janelas de Hamming e de Hann para a maioria dos estudos da VFC, visto que estas duas apresentam uma alta qualidade de resolução frequencial e vazamento espectral reduzido, fornecendo opção ao pesquisador em relação à janela que preferirá empregar em sua análise.

Outro problema relacionado ao janelamento é o comprimento da janela a ser utilizada. Ela influencia diretamente o resultado do espectro, principalmente na apresentação dos resultados, visto que janelas de comprimento muito curto acabam sendo pouco aconselhadas. Para melhorar isso, uma técnica muito utilizada é o *zero-padding* da amostra. Esta consiste em adicionar zeros à sua função resultante da convolução da janela e do sinal, melhorando a resolução da frequência e não alterando o resultado, uma vez que a adição de zeros na função não altera a transformação do tempo em frequência. Inclusive, a falta de *zero-padding* nas análises pode gerar valores errôneos como resposta, sendo assim recomendado

que ocorra sempre a adição de zeros na amostra. Em razão da facilidade de utilização da FFT em valores que são potência de 2, é comum se utilizar valores como 512 e 1024 para fazer o *zero-padding* da amostra. No trabalho, a análise será feita com 1024 pontos para a análise espectral.

5.2.3.2 Espectro de Potência

O método de Burg foi utilizado através da função *arburg* do MATLAB, cujos parâmetros de saída fornecem os p_{AR} coeficientes do modelo AR e a variância σ^2 do ruído branco. Através da função de transferência dada pela Eq. 3.7 pode-se calcular o espectro de potência do modelo AR, como é visto na Eq. 3.8 e esta será calculada em cada uma das janelas (de tamanho determinado) com a quantidade de 1024 pontos, sendo a maioria deles zeros adicionados pelo *zero-padding* da amostra. Para melhorar a qualidade do espectro, a análise deve conter um *overlap* de, no mínimo, 50 % sob os dados avaliados. Isso ocorre por que o *overlap* da amostra fará com que eventuais picos que seriam ocultados, graças à convolução feita pela janela, fiquem mais sensíveis a análise e, com isso, o resultado seja mais preciso. Sendo assim, foi utilizado um *overlap* de 1023 pontos (frente aos 1024 da análise), fazendo com que a análise tenha um aumento considerável no tempo de processamento, mas trazendo um espectro final melhor apresentado, ressaltando os pontos de singularidades.

A potência de cada uma das faixas de frequência da VLF, LF e HF foi calculada integrando os valores do $PSD(n)$ nessas faixas especificamente, resultando nos valores a serem avaliados. Fazendo essa integração ao longo de todas as janelas, obtém-se o espectro de potência final. Um ponto importante que deve ser mencionado é a tendência que existe da amostra em gerar valores muito altos de potência em frequências muito baixas (próximas ou iguais a zero). Isso ocorre naturalmente, sobretudo quando o sinal não for estático ao longo do tempo nem ao longo da frequência. Sendo assim, recomenda-se retirar tais tendências por meio funções específicas (45, 46, 49, 97).

5.2.3.3 Retirada das Tendências

Algumas das funções propostas na literatura são: a linear, *moving average*, polinômios de grau n e, em uma técnica mais recente, a *smooth priors*. Todas elas atuam de maneira a aproximar a amostra para valores centrais, tornando mais claras as flutuações ao longo do tempo e suavizando a análise para uma melhor interpretação. Bartels et al. (94) faz uma aproximação linear, tornando a amostra final menos precisa. Por outro lado, o software comercial Kubios se utiliza da técnica *smooth priors*, que suaviza consideravelmente a tendência do tacograma, mas em embora, em custo-benefício, não seja vantajoso sua contribuição na análise frente ao elevado trabalho computacional que demanda para processamento dos dados. Para este trabalho foi utilizado um polinômio de grau 20, similar ao trabalho de Neumamm (46), visto que polinômios de graus maiores pouco alteraram

o gráfico final e valores menores mostraram-se imprecisos. A Fig. 13 mostra a diferença entre os dados antes da retirada das tendências e a linha criada pelo polinômio de grau 20. O tacograma representado na Fig.14 mostra como ficam os valores dos intervalos RR após a retirada das tendências.

Figura 13 – Tacograma do Intervalo RR de um dos corredores, junto a linha de tendência construída pelo polinômio de grau 20.

Fonte: Autor

5.2.3.4 Suavização dos Valores da VLF

Após ser feito o procedimento de análise tempo-frequencial, como a reamostragem, retirada das tendências e adição do *zero-padding*, mostrado na Fig. 15, é preciso suavizar (ou possivelmente retirar) os valores das potências referentes à VLF. Isso ocorre principalmente por dois fatores: seus valores tendem a ser elevados, visto que essa banda agrupa diversos fatores, como hormonais, controle de temperatura, sistema renina-angiotensina entre outros; além disso, não é recomendada a avaliação desta quando ocorrem alterações muito grandes no organismo ou o tamanho da amostra a ser utilizada é reduzida (de alguns minutos), como é o caso do exercício físico. Sendo assim, ante a necessidade de suavizar o componente da VLF, aplica-se um filtro do tipo *Butterworth* passa-faixa. Neumamm (46) utilizou esse mesmo tipo de filtro em seu trabalho, com ordem 4, através da faixa da LF e HF, ou seja, todos os valores de potência entre $0,15 < f < 0,40$ Hz equivalem ao valor original, enquanto os que estiverem fora dessa faixa são suavemente reduzidos a zero. Isso torna os valores da VLF menores, possibilitando uma melhor visualização dos resultados finais. A Fig. 16 exhibe o comportamento do filtro para as faixas de frequência selecionado.

Figura 14 – Retirada das tendências do tacograma original, aproximando os valores centrais para zero.

Fonte: Autor

A utilização de filtros é pouco comentada nessa área. Contudo, os resultados (45, 97) no espectro tempo-frequencial apresentam quase sempre valores baixos nas bandas da ULF e da VLF, o que é muito estranho quando um indivíduo está realizando exercícios físicos, uma vez que tais valores deveriam ser consideravelmente maiores quando em relação às outras duas faixas (LF e HF), indicando que algum procedimento requer maior detalhamento. Aubert, Seps e Beckers (9) reportou queixas quanto à maneira que os procedimentos e os resultados são apresentados por outros autores que trabalham na área do estudo da VFC em exercício físico, mostrando que na realidade muitos passos podem ser negligenciados pela falta de indicação na literatura. Isso torna muito difícil a comparação de resultados entre os autores, uma vez que cada um deles conduz de maneira arbitrária seus experimentos e, inclusive, apresentam seus resultados sem um padrão definido. Além disso, fica claro que muitos dos softwares que visam a análise da VFC não apresentam em seu manual uma forma clara de como conduzem seus cálculos, deixando o usuário carente de uma maneira específica para realizar a abordagem de cada avaliação proposta.

5.2.4 Resumo dos Parâmetros do Trabalho

A Tab. 4 mostra todos os parâmetros utilizados no trabalho, como os critérios avaliados, os equipamentos utilizados e os métodos aplicados para a obtenção dos limiares ventilatórios através da VFC.

Figura 15 – Procedimento para análise tempo-frequencial através do método AR.

- (a) Retirada de 120 pontos do tacograma de intervalos RR. (b) Janela de Hann com 30 s ou 120 pontos.
- (c) Multiplicação da janela de Hann pelo tacograma de intervalos RR, com 120 pontos. (d) Adição de pontos pelo zero-padding, até completar o valor de 1024 pontos.

Fonte: Autor

Figura 16 – Filtro Butterworth de 4ª ordem do tipo passa faixa, para a faixa de 0,04 a 1 Hz que abrange as frequências da LF e HF.

Fonte: Autor

Tabela 4 – Resumo dos critérios, equipamentos e métodos utilizados no trabalho.

· <i>Critério de Inclusão</i>			
	Regular		Irregular
Tempo de Treino	$\leq 5,5 \text{ min/km}$		$> 5,5 \text{ min/km}$
Periodicidade	≥ 4 vezes/semana por 6 meses		< 4 vezes/semana por 6 meses
Tegner	≥ 7		≥ 5
Quantidade de Indivíduos	9		8
· <i>Equipamentos</i>			
	Intervalo RR		Ergoespirômetro
Aquisição	Polar RS 800CX		Trumax 2400 Metaholic
Tipo de Arquivo	.txt		.xls
Software de Análise	Matlab		Excel
Filtragem	Automática, por substituição		Não se Aplica
· <i>Métodos</i>			
	Poincaré		Autorregressivo
Domínio	Tempo		Tempo-Frequencial
Índices Calculados	SD_1, SD_2		VLF, LF, HF, Espectro de Potência
Taxa de Reamostragem e Método de Interpolação	Não se Aplica		4 Hz; Cubic Spline
	Intervalos	30;60;120;240 s	Tendências
	Critérios		Polinômio, Grau 20
		Tulppo (1)	Janela
		Lima&Kiss (2)	Tipo
		Ambos	Tamanho
			Zero-padding
			Overlap
			Butterworth
			Filtro
			4ª ordem, passa-faixa
			Método
			Burg, ordem 18
			Função
			arburg

Fonte: Autor

6 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados e suas discussões baseadas na literatura existente, através do domínio do tempo/frequência (AR) e temporal/não-linear (Poincaré) para dois grupos de corredores, divididos em treinamento regular e irregular, através de teste progressivo máximo em esteira, conforme foi descrito no capítulo anterior.

6.1 Gráfico de Poincaré

O gráfico de Poincaré é muito utilizado na representação da variabilidade da frequência cardíaca e seus coeficientes, SD_1 e SD_2 , representam o comportamento do sistema simpático e parassimpático do corpo humano (98), fenômeno esse que é buscado, de maneira indireta, nos limiares ventilatórios LV_1 e LV_2 , para prescrição do exercício físico. Visto que a obtenção desses limiares ventilatórios é feita de uma maneira muito complexa, pois exige equipamentos caros e pessoal especializado, encontrar uma correlação entre esses limiares e a variabilidade da frequência cardíaca aparenta ser uma solução acessível e eficiente. Diversos autores buscaram essa correlação, principalmente utilizando-se do Gráfico de Poincaré, uma vez que trata-se de um método temporal da aproximação de uma nuvem de pontos por meio de uma elipse, ou seja, de fácil implementação e interpretação de seus resultados.

O primeiro autor a propor uma correlação para estimar o limiar ventilatório foram Tulppo et al. (1), que avaliaram 80 indivíduos de 24 a 64 anos de idade, divididos em grupos de jovens, adultos e idosos. O critério apresentado para a determinação do LV_1 seria a diferença entre valores consecutivos de SD_1 (sendo cada valor medido em intensidades diferentes) teriam que ser menores do que 1 *ms*. Em seu trabalho, fica claro que a retirada vagal ocorre entre 50-60 % do máximo valor de O_2 consumido, caracterizando o primeiro limiar ventilatório do indivíduo. Para o segundo limiar (LV_2), nada se conclui, pois não existe uma redução significativa do valor do SD_1 para os indivíduos.

Com a intenção de melhorar o trabalho de Tulppo et al. (1), Lima e Kiss (2) avaliaram 16 indivíduos entre 18 e 31 anos, a fim de identificar e correlacionar o limiar da variabilidade da frequência cardíaca (ou, da mesma maneira, SD_1) e o limiar do lactato sanguíneo. Sabendo-se que o limiar do lactato pode ser considerado como o segundo limiar ventilatório (LV_2), Lima e Kiss (2) conseguiram correlacionar o valor de SD_1 ao LV_2 dos indivíduos, sempre que o valor de SD_1 for menor que 3 *ms*, sendo SD_1 medido a cada 1 minuto de exercício.

Nos dois trabalhos, a representação escolhida para identificar os limiares seria a $\%(\dot{V}O_2)_{máx}$

do indivíduo. Nesse caso, pode-se contestar se essa apresentação seria a mais correta para as correlações, visto que outros dados podem ser encontrados (tais como V_E , VCO_2 , VO_2 ou velocidade). Sendo assim, uma proposta seria correlacionar os resultados adquiridos através da VFC com os valores de velocidade do indivíduo naquele momento, permitindo encontrar em quais velocidades ocorreram LV_1 e LV_2 em ambos os métodos (ergoespirômetro e VFC). Essa apresentação seria conveniente para que o profissional do esporte possa identificar a ocorrência dos limiares relacionados à velocidade em que ocorreram, a fim de obter as prescrições das atividades físicas ideais para cada indivíduo.

É possível integrar os critérios propostos por Tulppo et al. (1) e por Lima e Kiss (2) a fim de criar um terceiro, com o objetivo de correlacionar de maneira mais eficiente seus valores. Para a avaliação do Gráfico de Poincaré são propostos três critérios de análise:

Critério 1 - o limiar ventilatório ocorre quando o valor de SD_1 decai para valores abaixo de 3 ms em cada estágio de velocidades, com valores obtidos a cada 4 minutos;

Critério 2 - o limiar ventilatório ocorre quando o valor de SD_1 decai para valores abaixo de 3 ms ao longo de todo o exercício, sendo seus valores obtidos a cada 1 minuto;

Critério 3 - o limiar ventilatório ocorre quando a diferença entre dois valores consecutivos de SD_1 , em cada um dos estágios de velocidade, decai para valores abaixo de 1 ms.

A aplicação desses critérios ao longo dos testes de capacidade funcional, para todos os indivíduos, pode ser visto na Tab. 5 e nas Fig. 17, 18, 19 e 20. Na Tab. 5 estão apresentados os resultados dos três critérios a partir de suas médias e desvios-padrões, além o valor-p de significância, para $\alpha = 0,05$, feito a partir do método *One Way ANOVA*.

Ao se avaliar as médias e desvios-padrões dos resultados, que apresentaram valores muito próximos entre si, seria possível afirmar que os três critérios estariam de acordo com o LV_1 por se apresentarem dentro da mesma faixa. Contudo, quando se analisa independentemente cada valor frente aos obtidos no laudo técnico, a interpretação torna-se mais complexa. Para o LV_2 , todos os valores de significância p permaneceram abaixo de 0,05, demonstrando que seus resultados não possuem qualquer dependência, em relação aos valores obtidos no laudo técnico.

Já no LV_1 , os valores do critério 1 apresentaram maior aproximação com o primeiro limiar, principalmente quando utilizado o $\dot{V}O_2$, que possui valores em torno de 0,80. Por outro lado, nos critérios 2 e 3, para o grupo regular têm-se valores menos expressivos, tendo $p < 0,60$ para o critério 2 e enquanto $p < 0,30$ para o critério 3. No grupo de treino irregular o terceiro critério apresentou melhores resultados, ficando entre 0,40 e 0,60, embora o crit. 2 tenha ficado entre 0,20 e 0,50. Também é possível notar que existem correlações maiores quando se analisa o $\dot{V}O_2$ do indivíduo ao invés de obter o $\%(\dot{V}O_2)_{máx}$.

Nas Fig. 17 e Fig. 18 estão representados os valores teóricos de $\% \dot{V}O_2$ obtidos através dos

Tabela 5 – Valores de $\%(\dot{V}O_2)_{m\acute{a}x}$ e $\dot{V}O_2$ obtidos para os grupos de treinamento regular e irregular para os parâmetros obtidos nos laudos (LV_1 e LV_2) e para os critérios 1, 2 e 3. O valor- p em parênteses é mostrado em relação ao LV_1 , uma vez que o LV_2 apresentou $p < 0,05$ para todos os índices, sendo omitido da tabela.

	LV_1	LV_2^*	Crit. 1	Crit. 2	Crit. 3
<i>· Regular</i>					
$\%(\dot{V}O_2)_{m\acute{a}x}$	$71,6 \pm 5,4$	$89,2 \pm 4,0$	$69,8 \pm 10,2$ ($p = 0,65$)	$66,5 \pm 14,6$ ($p = 0,34$)	$65,8 \pm 11,4$ ($p = 0,19$)
$\dot{V}O_2$ ($ml/kg/min$)	$35,4 \pm 3,0$	$44,3 \pm 4,8$	$35,0 \pm 8,2$ ($p = 0,88$)	$33,5 \pm 10,0$ ($p = 0,58$)	$32,6 \pm 6,1$ ($p = 0,24$)
<i>· Irregular</i>					
$\%(\dot{V}O_2)_{m\acute{a}x}$	$60,2 \pm 6,9$	$80,5 \pm 6,3$	$61,0 \pm 15,6$ ($p = 0,83$)	$52,7 \pm 14,0$ ($p = 0,23$)	$52,6 \pm 18,7$ ($p = 0,43$)
$\dot{V}O_2$ ($ml/kg/min$)	$25,6 \pm 2,8$	$34,4 \pm 4,3$	$26,1 \pm 8,0$ ($p = 0,79$)	$23,1 \pm 8,1$ ($p = 0,47$)	$23,1 \pm 9,7$ ($p = 0,62$)

* valores de $p < 0,05$.

Fonte: Autor

critérios 1-3 (representados por $(\% \dot{V}O_2)_{SD1}$) em comparação com os valores obtidos pelo ergoespirômetro (representado por $(\% \dot{V}O_2)_E$) para os dois limiares ventilatórios (LV_1 e LV_2). Na Fig. 19 a representação está sendo feita a partir da velocidade, sendo $(Vel)_E$ a velocidade obtida pelo ergoespirômetro, enquanto $(Vel)_{SD1}$ são os valores obtidos pelos critérios 1-3, aplicado para o LV_1 . Já a Fig. 20 mostra os valores de velocidade obtidos pelo SD_1 , nos três critérios, frente ao segundo limiar (LV_2) obtido pelo laudo técnico. A linha diagonal representa onde os valores calculados pelo SD_1 deveriam estar caso seus resultados fossem iguais aos valores obtidos no ergoespirômetro.

Fica claro que na Fig. 17 alguns valores ficaram próximos à reta diagonal, principalmente nos critérios 1 e 3. Uma grande quantidade de pontos está localizada na região entre 70 % e 80 % da $(\% \dot{V}O_2)_E$, valores estes que são esperados de acordo com Tulppo et al. (1), pois nesta faixa que ocorre a retirada vagal. Pontos cujos valores ficaram menores que 65 % podem ser explicados pela diferença entre corredores com treinamento regular e sem, visto que esses valores são menores para aqueles com treinamento irregular. Assim, é possível concluir que o treinamento do indivíduo torna a concentração dos valores obtidos pelo SD_1 mais próximas dos valores esperados. Vale ressaltar que não necessariamente apenas o tipo de treinamento influencia nos resultados, visto que informações como idade e velocidade máxima de treino também influenciam para alterar esses valores. Contudo, fica evidente que o desvio dos pontos em relação ao esperado é muito grande, ficando difícil caracterizar os valores de LV_1 através desses critérios.

Na Fig. 18 a dispersão dos pontos é muito maior do que visto anteriormente, uma vez que o LV_2 é caracterizado pelo momento onde inicia-se a parte anaeróbica do exercício, visto

Figura 17 – Comportamento dos valores de $(\% \dot{V}O_2)_{SD1}$ como uma função de $(\% \dot{V}O_2)_E$ para o primeiro limiar ventilatório (LV_1). Os ícones da esquerda (sem preenchimento) representam os corredores de treinamento regular, enquanto os símbolos da direita (com preenchimento) refletem os corredores de treino irregular. A reta contínua representa a diagonal do gráfico. Valores próximos à reta representam resultados do SD_1 semelhantes ao do ergoespirômetro.

Fonte: Autor

que o corpo não consegue mais realizar todas as trocas gasosas necessárias, precisando retirar energia de maneira anaeróbica. Isso demonstra que os valores de SD_1 chegam a um determinado patamar, sendo impossível a caracterização de seu comportamento em relação ao LV_2 em valores superiores. É evidente que poucos pontos anteriores a 80 % do $(\% \dot{V}O_2)_E$ ficaram relativamente próximos aos valores esperados, mas após a faixa de 80 %, nenhum ponto conseguiu nem chegar próximo ao esperado, demonstrando que esses critérios apenas podem representar os valores de LV_1 , conforme concluído por Tulppo et al. (1) e Lima e Kiss (2). Sendo assim, a representação do LV_2 deve ser obtida de maneira diferente para esses critérios.

Na Fig. 19 é possível observar diversos pontos coincidentes. A pouca dispersão dos pontos aparenta precisar melhor a apresentação do resultado. Entretanto, isso pode ser apenas uma maneira mascarada de representar esses valores, uma vez que cada estágio de velocidade

Figura 18 – Comportamento dos valores de $(\% \dot{V}O_2)_{SD1}$ como uma função de $(\% \dot{V}O_2)_E$ para o segundo limiar ventilatório (LV_2). Os ícones da esquerda (sem preenchimento) representam os corredores de treinamento regular, enquanto os símbolos da direita (com preenchimento) refletem os corredores de treino irregular. A reta contínua representa a diagonal do gráfico. Valores próximos à reta representam resultados do SD_1 semelhantes ao do ergoespirômetro.

Fonte: Autor

dura 4 minutos, mantendo-se na mesma velocidade. Isso significa que ao longo desses 4 minutos, a qualquer momento, poderia ter ocorrido o LV_1 , ou seja, não é possível determinar o momento de ocorrência do limiar ventilatório, apenas sabe-se que se deu naquela faixa de velocidade. Sendo assim, forma-se um contraste entre as duas figuras anteriores, onde mesmo quando não se encontravam valores exatos dos limiares ventilatórios, era possível obter a $(\% \dot{V}O_2)$ em que ocorreram, enquanto sendo representados pelas velocidades, diversos pontos são coincidentes para aquela faixa de velocidades, mas não se sabe ao certo em que momento, dentre esses 4 minutos, isto se deu.

Além disso, quaisquer pontos que não estão em cima da linha diagonal representam estágios diferentes, ainda que aparentemente seus valores estejam muito próximos (na figura), na realidade eles estão em intervalos de velocidade distintos, podendo estar distantes em até

Figura 19 – Comportamento dos valores de $(Vel)_{SD1}$ como uma função de $(Vel)_E$ para o primeiro limiar ventilatório (LV_1). Os ícones da esquerda (sem preenchimento) representam os corredores de treinamento regular, enquanto os símbolos da direita (com preenchimento) refletem os corredores de treino irregular. A reta contínua representa a diagonal do gráfico. Valores próximos à reta representam resultados do SD_1 semelhantes ao do ergoespirômetro.

Fonte: Autor

8 minutos do valor original, visto que se o LV_1 (através do ergoespirômetro) ocorreu no início daquela velocidade, o valor encontrado pelos critérios poderiam ser obtidos ao final do próximo estágio de velocidade (8 minutos depois do que seria o esperado) e ainda assim sua diferença na figura seria reduzida.

Na Fig. 20 nota-se que a maioria dos pontos está distante da diagonal, demonstrando que seus valores não podem ser associados ao LV_2 , fato esse que também foi observado pelos valores da Tab. 5, onde o LV_2 se mostrou uma variável independente dos critérios aplicados. Um único ponto para o critério 3 foi observado dentro do seu valor esperado, mas isso provavelmente se deve a fatores fisiológicos, não podendo ser atribuído aos critérios.

Ao se avaliar cada um dos atletas individualmente, é possível perceber que os valores de SD_1 decaem rapidamente logo que o atleta é submetido ao estresse do exercício, atingindo uma constante (em torno de 2 ms) enquanto está se exercitando, tendo um aumento

Figura 20 – Comportamento dos valores de $(Vel)_{SD1}$ como uma função de $(Vel)_E$ para o segundo limiar ventilatório (LV_2). Os ícones da esquerda (sem preenchimento) representam os corredores de treinamento regular, enquanto os símbolos da direita (com preenchimento) refletem os corredores de treino irregular. A reta contínua representa a diagonal do gráfico. Valores próximos à reta representam resultados do SD_1 semelhantes ao do ergoespirômetro.

Fonte: Autor

comedido durante a recuperação, como pode ser observado nas Figs. 21 e 22. Isso ocorre em ambos os grupos estudados, significando que não se trata de um fator relacionado ao tipo de treinamento no qual o indivíduo está sendo submetido. Entretanto, é possível notar que os corredores irregulares obtiveram valores de SD_1 levemente menores em relação ao outro grupo, podendo-se relacionar a aptidão do corpo do indivíduo frente ao estímulo. Observa-se também que os valores onde ocorreram o LV_1 e o critério 2 estão levemente próximos, ocorrendo inclusive no mesmo ponto para alguns dos corredores (ver Apêndice B), o que demonstra uma adequada aproximação do método. Contudo, como visto na Fig. 19 e em diversos corredores (ver Apêndice B), o fato de terem ocorrido em momentos próximos não necessariamente faz com que estejam se dando na mesma velocidade, o que compromete a prescrição dos exercícios através desse método.

Por outro lado, quando são analisadas as Figs. 23 e 24 (outras figuras ver Apêndice C)

Figura 21 – Distribuição dos valores de SD_1 e SD_2 ao longo do desenvolvimento do exercício, para o corredor 1 (grupo de treinamento regular). As linhas verticais pontilhadas pretas identificam as fases do exercício, a linha azul mostra o momento que ocorreu o LV_1 e a linha laranja representa o LV_2 , de acordo com o laudo técnico, o retângulo representa o tempo que ocorreu o Critério 1, o círculo traduz o momento do Critério 2, enquanto o losango reflete o Critério 3.

Fonte: Autor

dadas pela razão do valor de SD_1 em relação a SD_2 , fica possível identificar uma breve redução dessa razão no início do exercício, seguida por um aumento gradativo dos seus valores até uma nova queda no momento em que o indivíduo está na recuperação. Além disso, os resultados mostram um aumento para valores superiores a 1 em muitos corredores, significando uma predominância grande do valor de SD_1 para esse estágio do exercício. Isso consiste em um contraste frente aos valores obtidos na distribuição de SD_1 , mostrando que os valores de SD_2 decaem demasiadamente, o que ocasiona esse aumento.

Os critérios propostos na literatura são bem simples e de fácil aplicação, porém isso tornam os resultados pouco precisos, fazendo com que não seja possível aplicá-los em qualquer caso. Esse fato foi revisto no trabalho de Brennan, Palaniswami e Kamen (65) que comparou os diferentes tipos de análises apresentadas na literatura até a data do artigo, que demonstravam as representações, tanto lineares quanto em gráficos 3-D, que possuem grande potencial de representar informações adicionais sobre a VFC. Contudo, essa representação linear simplificada, que é utilizada na literatura, acaba fazendo com

Figura 22 – Distribuição dos valores de SD_1 e SD_2 ao longo do desenvolvimento do exercício, para o corredor 10 (grupo de treinamento irregular). As linhas verticais pontilhadas pretas identificam as fases do exercício, a linha azul mostra o momento que ocorreu o LV_1 e a linha laranja representa o LV_2 , de acordo com o laudo técnico, o retângulo representa o tempo que ocorreu o Critério 1, o círculo traduz o momento do Critério 2, enquanto o losango reflete o Critério 3.

Fonte: Autor

que informações interessantes sobre como essas dispersões se comportam sejam perdidas ou não avaliadas de maneira clara, tornando a técnica menos promissora do o esperado. Apesar de ambos autores (Tulppo et al. (1) e Lima e Kiss (2)) terem encontrado resultados significativos em seus trabalhos, nada pode ser afirmado caso o teste ou os indivíduos mudassem, o que dificulta a reprodutibilidade. Isto pode se dar tanto em razão da técnica utilizada quanto do próprio critério empregado ser simplório frente a problemas mais complexos, tais quais os mecanismos utilizados pelo corpo humano para realizar uma atividade física até a exaustão.

6.2 Modelo Autorregressivo

Nesta seção serão abordados os resultados encontrados através da análise tempo-frequencial pelo modelo autorregressivo, de acordo com os parâmetros expressos no capítulo anterior. Os valores podem ser apresentados na forma de espectrogramas ou gráficos 2-D convencionais, através da apresentação das frequências esperadas, como VLF, LF e HF. Cada uma

Figura 23 – Valores de SD_1/SD_2 para o corredor 1 (grupo de treinamento regular).

Fonte: Autor

Figura 24 – Valores de SD_1/SD_2 para o corredor 10 (grupo de treinamento irregular).

Fonte: Autor

das bandas investigadas estão ligadas a um ou mais sistemas de controle do sistema autônomo (13), sendo possível correlacionar o comportamento de cada um desses valores de frequência com a atuação do SNA durante o exercício físico. Esse é um tema amplamente discutido na literatura (14, 9, 30, 32, 35, 69, 83, 85, 91, 96, 99, 100), onde os autores tentam buscar métodos e metodologias diversas para explicar as alterações provocadas no corpo humano quando este é submetido a exercícios físicos em esteiras, bicicletas ergométricas, levantamento de peso, teste de estresse, entre outros, através de uma variedade imensa de protocolos, com ou sem administração de medicamentos, ou quando o corpo apresenta algum tipo de doença, o que altera o funcionamento do SNA e as respostas apresentadas pelos indivíduos. Sendo assim, os resultados apresentados são dos mais variados, sendo a maioria deles inconclusivos quanto a eficácia da sua reprodutibilidade ou em relação aos protocolos utilizados.

Durante a prática de exercícios físicos, diversos fatores estão em mudança no corpo a fim de atingir a homeostase, fazendo com que as mudanças ocorram durante todo o exercício. Sendo assim, o espectrograma aparenta ser o mecanismo ideal para se avaliar tais flutuações dentro das frequências escolhidas, dando uma visualização muito clara sobre como estão se comportando cada uma dessas bandas durante todo o procedimento. Na Fig.25 (outras figuras, ver Apêndice D) está representado o espectrograma de um dos corredores do grupo de treino regular, juntamente com seu tacograma, fases do exercício (repouso, aquecimento, variação de velocidades e recuperação), faixas onde se obteve os limiares ventilatórios LV_1 e LV_2 através do laudo técnico, além da separação das bandas de frequência (VLF, LF e HF). Nesta figura pode-se observar que as potências na faixa da LF estão progressivamente diminuindo, principalmente quanto mais o exercício se estende, retornando a valores um pouco maiores ao final da última velocidade e aumentando razoavelmente durante a fase de recuperação. Um comportamento similar pode ser notado na HF, cujos valores já são menores desde o repouso, mas se tornam praticamente nulos durante a progressão das velocidades, voltando a aumentar na recuperação.

Outro fator interessante pode ser visto nas faixas dos limiares ventilatórios, em que as potências onde o LV_1 está localizado apresentam valores razoáveis na banda LF e na HF, podendo guardar uma correlação com o início da retirada vagal e predominância do sistema simpático apenas, o que seria característico durante a realização do exercício físico (35, 73, 83, 85, 99). Por outro lado, quando se observa o LV_2 , é notável que tanto a LF quanto a HF apresentam valores bem baixos, seguidas por uma concentração maior na banda LF e valores praticamente nulos na HF. Contudo, essa resposta é mais complexa de ser interpretada, uma vez que seria esperado um aumento do sistema simpático enquanto existe a retirada vagal. Resultados similares a esses podem ser observados no trabalho de Neumamm (46) ou nos valores apresentados por Bartels et al. (94), cujas potências vão decaindo ao longo do exercício, até desaparecerem quando próximas ao final.

Figura 25 – Tacograma e espectrograma do corredor 4 (grupo de treinamento regular), dividido nas fases do exercício (repouso, aquecimento, velocidades e recuperação), bandas de frequência e faixas dos limiares ventilatórios LV_1 e LV_2 .

Fonte: Autor

Resultados similares foram observados em outro corredor, este do grupo de treinamento irregular, apresentando valores altos para a LF e baixos na HF para o primeiro limiar LV_1 , enquanto essa potência decai ao longo do exercício até próximo da fase de recuperação, onde inicia, gradativamente, o aumento dessa potência. Para o LV_2 , também é possível observar valores pequenos na LF e quase nulos na HF, similar ao observado na Fig. 26 para o outro grupo, sendo possível, inclusive, comparar a proximidade entre os limiares dos dois corredores, sendo que no primeiro estão próximos (1 estágio de velocidade), enquanto no segundo se distanciam (2 estágios de velocidade). Apesar destes dois indivíduos terem respostas similares mesmo estando em grupos de controle diferentes, não mostra-se uma regra aplicável a todos os participantes.

Ao avaliar-se os outros corredores dos dois grupos, é possível perceber que a resposta deles possuem, na maioria dos casos, tendências similares, ao ponto que as potências nas bandas LF e HF diminuem conforme o exercício progride, voltando a aumentar quando os indivíduos estão próximos ou já começaram a recuperação. Tal fato fornece uma resposta interessante: o evento ocorre independente do grupo no qual o corredor está classificado, demonstrando ser um fator independente da capacidade física de cada um dos participantes. Apesar disso, cada um deles apresenta respostas particulares ao estímulo, seja possuindo potências maiores ao longo do exercício, para a LF e HF, ou diferenças de 3 ou mais estágios de velocidades entre o LV_1 e o LV_2 . Alguns deles, inclusive, apresentaram

Figura 26 – Tacograma e espectrograma do corredor 12 (grupo de treinamento irregular), dividido nas fases do exercício (repouso, aquecimento, velocidades e recuperação), bandas de frequência e faixas dos limiares ventilatórios LV_1 e LV_2 .

Fonte: Autor

pontos nos quais ocorreram ruídos muito grandes, tornando dificultoso a interpretação do seu espectro frente aos outros, visto que esses poluem o gráfico e aumentam a potência da faixa acima do esperado.

É perceptível que os corredores de treino irregular passaram por menos estágios de velocidade, o que era esperado, e os valores de potência da LF e da HF ficaram maiores que àqueles de treinamento regular, mostrando uma dificuldade maior do organismo em atingir a homeostase e da necessidade do SNA em aumentar sua atuação conforme o exercício é executado. Para os corredores que tiveram o maior tempo de treino (6 *min/km*) e menor velocidade de partida (7 *km/h*) do grupo irregular (corredores 14 e 15), o limiar LV_1 ocorreu no terceiro estágio de velocidade, enquanto para os outros corredores do mesmo grupo, o limiar ocorreu no primeiro estágio de velocidade. Isso pode ter ocorrido pelo fato desses dois indivíduos terem começado os testes com velocidades muito menores do que estavam acostumados a treinar, uma vez que os valores utilizado no protocolo foram fornecido pelo próprio corredor. Além disso, o limiar LV_2 desses participantes ocorreu após 4-5 minutos do LV_1 , enquanto para os outros participantes do grupo não ocorreu necessariamente da mesma maneira. Outro motivo que pode influenciar é que esses dois corredores possuem idade muito próxima (48 e 44 anos, respectivamente) e também fizeram seus testes no mesmo dia, o que pode ter influenciado nas respostas similares.

No grupo de treinamento regular, os estágios onde ocorre o primeiro limiar LV_1 são bem distintos, sendo que para uns ocorre no primeiro estágio de velocidades, mas para outros se manifestam nos estágios seguintes, demonstrando que o treinamento dos indivíduos altera consideravelmente a detecção dos limiares ventilatórios. Contudo, as potências da LF para o primeiro limiar são relativamente altas em todos os corredores desse grupo, uma vez que seu espectro de potências deveria ser mais estável, graças ao condicionamento físico dos componentes. Em geral, também pode-se notar que a diferença de estágios entre o LV_1 e o LV_2 é maior do que o grupo de treino irregular. Na prescrição do exercício, é recomendado que o indivíduo o realize em valores próximos ao LV_2 , ou seja, pessoas com treinamento maior (e mais constante) tendem a possuir valores de LV_2 maiores, uma vez que seu condicionamento físico permite estender por mais tempo o exercício proposto e, para que o treino seja produtivo, precisará de velocidades maiores. Também é possível notar que os valores de LV_2 para esse grupo possui potências da banda LF e na HF similares às apresentadas no grupo de treino irregular, porém em estágios mais avançados.

O espectro de potência é uma representação muito interessante para verificar como as diferentes bandas se comportam ao longo do exercício. Entretanto, acaba sendo apenas uma verificação visual desse comportamento para cada um dos indivíduos, tornando difícil a comparação numérica entre seus valores. Por isso, outros tipos de gráficos podem trazer uma interpretação melhor de como estão distribuídas as potências para a LF, HF, LF/HF e Potência Total ao longo de todo o exercício, além de se utilizar dos valores normalizados (da nLF ou nHF) para computar quanto de cada banda está atuando ao longo do exercício. Para uma melhor visualização dos resultados, além da forma convencional da potência (ms^2), também é possível apresentar os valores a partir do logaritmo natural ($\ln(ms^2)$), tornando os resultados com variações menores e mais fáceis de se comparar.

Nas Figs. 27 e 29 nota-se que ambas bandas das frequências LF e HF diminuem ao longo do exercício até mais da metade do teste, causando um aumento considerável após esse ponto, podendo ser observada em ambos os grupos de treinamento (outras figuras, ver Apêndice E). As Figs. 27a e 29a mostram que para os dois grupos ocorreu uma queda mais suavizada nos índices LF, iniciando os valores negativos quando passados dois estágios do exercício, podendo demonstrar uma característica da atuação simpática e parassimpática dessa banda. A linha de tendência para os dois grupos mostra a ocorrência do primeiro limiar LV_1 para valores em torno de $2 \ln(ms^2)$ obtido na LF, enquanto a mesma está decrescendo em relação ao início. Já para o LV_2 , observa-se que seus valores estão próximos a $1 \ln(ms^2)$.

Por outro lado, as Figs. 27b e 29b mostram uma redução bastante rápida dos índices da HF logo após o início do exercício, uma característica do nervo vago. Avaliando a linha de tendência dessa banda, é possível perceber que o LV_1 se localiza em valores de aproximadamente $1 \ln(ms^2)$ para os dois grupos, enquanto o LV_2 ficou em $-1 \ln(ms^2)$

para o grupo regular e $-2 \ln(ms^2)$ para o irregular.

Para as Figs. 28a e 30a observa-se que a banda da LF possui uma grande predominância em boa parte do exercício, mostrando uma atuação maior do sistema simpático frente ao parassimpático. No grupo de treino regular, seu valor foi reduzido aproximadamente na metade do teste, voltando a ter valores maiores que 70 % após essa etapa. Já no grupo de treino irregular, a predominância da LF é praticamente constante ao longo de todo o exercício, fazendo com que seus valores oscilem entre 80 e 95 %.

Na Fig. 28a têm-se as variações da razão LF/HF para o corredor 1, cujos valores giram em torno de $2 \ln(ms^2/ms^2)$ para o aquecimento/início do exercício e final/recuperação, tendo oscilações menores durante a realização da atividade. Por outro lado, a Fig. 30a mostrou um resultado praticamente constante no valor de $2 \ln(ms^2/ms^2)$ durante todo o teste com o corredor 2 do grupo de treinamento irregular.

Figura 27 – Potências das bandas LF e HF, provenientes da aplicação do modelo autorregressivo tempo-frequencial para o corredor 1 do grupo de treinamento regular.

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

Fonte: Autor

Figura 28 – Relação provenientes da aplicação do modelo autorregressivo tempo-frequencial para o corredor 1 do grupo de treinamento regular.

(a) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(b) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Fonte: Autor

Figura 29 – Potências das bandas LF e HF, provenientes da aplicação do modelo autor-regressivo tempo-frequencial para o corredor 10 do grupo de treinamento irregular.

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

Fonte: Autor

Figura 30 – Potências provenientes da aplicação do modelo autorregressivo tempo-frequencial para o corredor 10 do grupo de treinamento irregular.

(a) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(b) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Fonte: Autor

7 DISCUSSÃO

O escopo do presente trabalho é a avaliação em dois domínios (tempo e frequência) das oscilações dos intervalos RR quando expostos ao estresse provocado pelo exercício físico progressivo máximo, com protocolo em rampa, realizado em esteira ergométrica. Como uma propriedade característica do exercício físico, fica evidente a qualidade não estacionária da avaliação, sendo aplicado duas técnicas para quantificar e qualificar as variações provocadas na FC e relacionar seus índices com o SNA, por meio do sistema simpático e parassimpático. Técnicas no domínio do tempo são baseadas em cálculos simples (como médias, medianas e desvios-padrões), sendo amplamente utilizadas na literatura. A principal técnica temporal utilizada para qualificar as flutuações causadas pelo exercício é o Gráfico de Poincaré, que relaciona seus índices com os dois sistemas do SNA e é amplamente discutida na literatura. Outros métodos são abordados como alternativas às técnicas no domínio do tempo visando uma interpretação diferente para o dinamismo da resposta do corpo frente ao estresse provocado, conforme ocorre nas técnicas tempo-frequenciais, sendo estas mais adequadas para representar a resposta espectral. Estudando-se a validade e comparando os resultados dos métodos aplicados neste estudo, estima-se uma confluência entre os resultados e a identificação dos limiares ventilatórios utilizados para prescrição do exercício físico, uma vez que esse é obtido através de uma análise realizada por um profissional especializado e a utilização de equipamentos de alto custo.

7.1 Panorama Conceitual

Em 1973, Wasserman et al. (67) estudaram as alterações provocadas nos pacientes para obtenção dos indicadores não invasivos durante o exercício incremental, de 15 watts a cada minuto, até a acidose metabólica do indivíduo, o que caracterizaria o metabolismo anaeróbico. Através desse trabalho foi possível iniciar a caracterização dos limiares aeróbicos e anaeróbicos, técnica hoje considerada padrão ouro, sendo utilizada de maneira similar (101) pelos fisiologistas com objetivo gerar o laudo de treinamento de determinado indivíduo. Similar ao trabalho de Wasserman et al. (67), Kindermann, Simon e Keul (102) sugeriram maneiras de determinar os limiares aeróbicos e anaeróbicos através de novos arranjos conceituais a partir do lactato sanguíneo, tornando possível a determinação da intensidade ideal para a execução do treinamento de endurance através da regulação da frequência cardíaca. Além desses trabalhos, Akselrod et al. (29) constataram a atuação do sistema nervoso simpático e parassimpático através do espectro de potência. Os autores relacionaram determinadas frequências a um sistema específico, além da grande contribuição do sistema renina-angiotensina para as potências em torno de 0,04 Hz. Sendo assim,

a resposta do nervo vago é mais rápida que o do sistema simpático. Por isso, apenas o sistema parassimpático consegue regular a HF, enquanto se faz necessária a atuação de ambos para regular as flutuações provocadas pela LF. Além disso, acredita-se que o sistema renina-angiotensina realiza um papel muito importante na manutenção da estabilidade cardiovascular de curto-termo.

A partir desses trabalhos, a investigação da VFC cresceu exponencialmente nas décadas seguintes, onde trabalhos expressivos (9, 10, 13, 14, 15, 17, 21, 31, 36, 90, 103) foram apresentados, a fim de reportarem os principais achados e métodos que poderiam ser utilizados. Stein et al. (21) resumem os principais valores obtidos através da análise no domínio do tempo (SDNN, SDANN, PNN50, R-MSSD) e no domínio da frequência (HF, LF, VLF, ULF), classificando estas em: HF (0,15 a 0,40 Hz), mediada pelo sistema parassimpático e representa primariamente a variação respiratória; LF (0,04 a 0,15 Hz), modulada pelos sistemas simpático e parassimpático é bastante influenciada pelo ritmo oscilatório do sistema barorreceptor; VLF (0,0033 a 0,04 Hz) e ULF (0 a 0,0033 Hz), representadas pelos sistemas renina-angiotensina, vasomotor periférico e termorregulatórios. Com o objetivo de tornar as análises mais padronizadas, TaskForce (13) publicou um artigo com diretrizes para avaliação, reprodução e publicação de novos estudos sobre a VFC, servindo como um guia para os pesquisadores e estudiosos da área, como se nota em diversos trabalhos (10, 15, 17, 31).

Contudo, alguns pontos se mantêm imprecisos quanto à interpretação da regulação dos sistemas simpático e parassimpático frente às bandas de frequência e aos índices temporais. Parece existir um consenso em relação a HF, cujos valores são modulados principalmente pelo nervo vago e pela frequência respiratória (10, 13, 14, 15, 21, 31, 90, 103). Por outro lado, existe uma ampla discussão sobre quais sistemas estão no controle da banda LF, uma vez que alguns autores (9, 13, 14, 15, 21) afirmam em seus estudos que tanto o sistema simpático quanto o parassimpático atuam na regulação dessa banda, além de ter influência do sistema renina-angiotensina e do barorreflexo. Já nos trabalhos de Berntson et al., Grasso et al. e Kleiger, Stein e Bigger extrai-se uma extensa discussão quanto ao real papel do SNA sobre essa faixa de frequência. De maneira controversa, Grasso et al. sugerem que as oscilações dos intervalos RR não estariam diretamente ligadas ao sistema simpático, mas principalmente à atividade parassimpática.

7.2 Considerações sobre as Variáveis Temporais

Até este ponto, nota-se que os sistemas que regem as oscilações cardíacas, a partir do SNA, requerem maiores investigações. Isto principalmente quando da exposição do corpo a situações de grande estresse, como em casos de prática de exercícios físicos, sendo fundamental para o estudo da atuação desses sistemas, especialmente quando o objetivo

constitui na utilização das flutuações cardíacas de maneira a se obterem os limiares ventilatórios. Sendo assim, são encontrados na literatura alguns critérios (1, 2, 79) para qualificar as oscilações da FC quando estas forem avaliadas pelo gráfico de Poincaré.

Como foi abordado no Capítulo 6, a aplicação dos três critérios para o LV_1 mostrou-se mais evidente em relação à avaliação para o LV_2 , apesar de ambas serem consideravelmente dispersas. Os dados da Tab. 5 mostram claramente que o critério que apresentou melhor correlação entre os três foi o critério 1. Foram encontrados $p \geq 0,65$ para o grupo de treino regular e $p \geq 0,79$ para o irregular, tanto para a $\%(\dot{V}O_2)_{m\acute{a}x}$ quanto para $\dot{V}O_2$, indicando uma boa correlação entre esse critério e o LV_1 .

Essa resposta acompanha os valores apresentados por Cambri et al. (89), cujo trabalho apresenta uma breve revisão desses critérios segundo diversos autores. Os autores afirmam que a modulação simpática diminui progressivamente até 50 – 60 % do $\dot{V}O_2)_{m\acute{a}x}$, graças ao acúmulo progressivo de lactato e íons de H^+ , sendo um indicador da capacidade aeróbica de transição entre o esforço moderado para intenso. Contudo, fica claro em seu trabalho que a maioria dos protocolos utilizados na VFC são realizados em bicicletas ergométricas, sendo poucos os que se utilizam de esteira ou corrida em campo aberto para seus estudos, o que pode ser um fator importante para a comparação entre os estudos.

Corroborando com os dados apresentados por Cambri et al. (89), Cavalcante et al. (87) encontraram valores sem qualquer diferença significativa entre o limiar da VFC (LiVFC, aplicando-se o critério de Lima e Kiss, considerado o primeiro limiar ventilatório LV_1) e o limiar de glicemia (LiGLI) em 8 sujeitos submetidos a teste em cicloergômetro com protocolo incremental. Em seus achados, os autores afirmam que tanto a LiVFC quanto a LiGLI ocorrem na mesma intensidade de esforço durante o teste incremental, sendo um mecanismo prático para prescrição de exercícios físicos. Seu estudo, por outro lado, apresenta uma amostra muito pequena, uma vez que apenas 8 participantes realizaram os testes, além de não ser possível determinar se seus resultados são protocolo-dependentes.

Segundo Zanatta et al. (86), os valores provenientes do critério de Lima e Kiss estariam acima do primeiro limiar do lactato (uma vez que esse deveria ser próximo ao LV_1). Ainda segundo os autores, tal fato se deu em razão da metodologia utilizada para estimar o limiar do lactato adotado pelos autores, uma vez que este pode ter sido superestimado e se aproximado do segundo limiar. Isso faria com que os valores menores que 3 ms para o SD_1 se aproximassem do LV_2 , o que não acontece em outros trabalhos. Os valores apresentados nas Figs. 17 e 18 mostram claramente que os resultados para o LV_1 estão muito mais próximos dos utilizados no LV_2 , o que coincide com a maior parte dos autores (1, 2, 79, 87, 89).

Em todos os trabalhos apresentados nas discussões, os autores se utilizaram de valores médios e desvios-padrões (bem como, em alguns, o valor- p) para representar seus achados. Contudo, isso pode ser uma representação que mascara as reais interações que o corpo

humano realiza quando exposto a estresse físico contínuo, uma vez que os índices SD_1 e SD_2 são extensamente discutidos quanto à correlação existente entre estes e o sistema simpático e parassimpático. É claro que, considerando o nível de significância da amostra para o critério 1, seria possível afirmar que, para a maioria dos casos, o corredor estaria dentro ou próximo ao LV_1 quando atingisse valores menores que 3 ms entre cada estágio do exercício. Mas quando se observa a Fig. 19 para a velocidade na qual o corredor está, sendo que seria a informação mais importante na prescrição do exercício físico, há uma mudança no panorama apresentado, mostrando que nenhum critério apresentaria com um resultado satisfatório para prover a análise, sendo necessário um maior entendimento sobre como o SNA atua em tais índices ou obter informações a partir de outros métodos.

Ao avaliar as Figs. 21 e 22 (mais resultados, ver Apêndice B) nota-se que o índice SD_1 dos corredores decaiu rapidamente após início do exercício, mantendo-se baixo durante todo o restante do teste, uma vez que está diretamente ligado com a atividade vagal, sendo considerado um parâmetro do controle parassimpático do indivíduo (26, 104, 105). Sendo assim, fica claro que durante o desenvolvimento do exercício, a atuação do nervo vago mostra-se gradativamente menor. Contudo, os resultados de Hoshi et al. (26) são respaldados pelos obtidos em Sotiriou et al. (105) que associaram os valores de SD_2 com o tom simpático e parassimpático. Isso fica evidente quando observamos o comportamento do SD_2 ao longo do exercício, que decai de maneira mais suave, similar ao ocorrido no trabalho de Brunetto et al. (79).

Esse cenário está bastante ligado às discussões relacionadas a LF e seus achados quanto ao sistema dominante dessa banda. Inclusive, nos trabalhos de Hoshi et al. (26), Mourot et al. (104) e de Fronchetti et al. (80) são encontradas correlações significativas entre SD_1 e HF, assim como entre SD_2 e LF. A possibilidade de relacionar essas variáveis amplia consideravelmente as interpretações de como cada índice é modulado e aumenta as chances de comparações entre dois ou mais métodos diferentes, no domínio do tempo ou da frequência. Entretanto, tal possibilidade pode trazer adversidades, uma vez que Aubert, Seps e Beckers (9) relatam em seu trabalho que a modulação simpática e parassimpática no exercício físico varia de acordo com cada indivíduo e suas características, tais como o tamanho do ventrículo esquerdo, predisposição para determinados exercícios, condicionamento físico, tipo de exercício, habilidade para aquela atividade, posição do corpo (sentado, supino ou de pé), variáveis do ambiente (temperatura, umidade e altitude), humor, estado hormonal e a resposta da frequência cardíaca, além de drogas, estimulantes e hábitos alimentares poderem afetar tanto a FC quanto a VFC. Portanto, a reflexão sobre essas afirmações faz com que a resposta seja exclusiva, ou seja, válida para cada indivíduo que realize o teste.

Segundo as conclusões anteriores, o índice SD_1/SD_2 deveria refletir a modulação parassimpática, em relação à simpática, ao longo do exercício. Essa conclusão foi investigada

por Hoshi et al. (26), onde afirmam que este índice possui uma forte relação com variáveis não-lineares, como *Hurst Exponent* e a DFA, sendo bastante utilizados na detecção de doenças, mas não possuindo grande relevância sobre a realização de exercícios. De maneira similar, Mourot et al. (104) também não conseguiram correlacionar essa razão a nenhuma variável no domínio da frequência, mas sua modulação pode ser relacionada ao tom simpático, conforme relatado por Brunetto et al. (79) e Sandercock e Brodie (106).

Em contrapartida, o trabalho de Zanatta et al. (86) apresentou um aumento dessa variável durante toda a extensão do exercício, quando as cargas induzidas foram superiores (em 0,5 kp) às que provocariam o limiar anaeróbico, mas o mesmo índice apresentou uma diminuição inicial, com posterior aumento quando as cargas estavam dentre as que provocaram o limiar, sendo similar ao indicado por Brunetto et al. (79). Sendo assim, os valores apresentados nas Figs. 23 e 24 mostram uma diminuição maior do estímulo simpático (dado por SD_2) quando comparado com o nervo vago, seguido de um aumento considerável nas etapas finais do exercício e redução no início da recuperação. Essa drástica diminuição do valor de SD_2 demonstra que os dois sistemas podem estar atuando para a regulação da referida variável, uma vez que o parassimpático está diminuindo (visto que SD_1 diminui) e o reforço provocado pela diminuição de SD_2 seria em razão da redução da atuação simpática. Apesar do resultado controverso, dois pontos merecem realce: os valores tiveram uma grande flutuação ao longo de todo o exercício, com diversos picos e vales, evidenciando uma necessidade do corpo em se adaptar ao estímulo provocado; nenhum dos autores (79, 86, 106) atribuíram categoricamente os valores de SD_2 com à estimulação simpática, podendo expressar as oscilações provocadas por outros sistemas regulatórios do corpo.

7.3 Considerações sobre as Variáveis Frequenciais

Sendo possível correlacionar SD_1 e SD_2 com HF e LF (80), possibilita-se a relação de tais variáveis através da análise das Figs. 21 e 27. Os valores da HF e LF diminuíram expressivamente após o início do exercício, conforme constatado por diversos autores (35, 46, 69), indicando a redução dos sistemas simpático e parassimpático, apesar de ocorrer uma predominância nos valores de LF frente a HF. Apesar dessa redução de ambos, ainda existe uma tendência muito superior da LF, similar aos achados de Neumamm (46). Em seu estudo foi constatou-se uma queda progressiva dos valores de potência da LF de acordo com o aumento da intensidade, reforçando a ideia de que essa variável estaria associada tanto ao estímulo simpático quanto parassimpático, corroborando com os resultados apresentados neste estudo. Esse índice também pôde ser correlacionado aos valores de SD_2 , uma vez que a queda substancial deste valor ocorre a partir de intensidades mais elevadas, demonstrando um atraso (nervo vago) para que seu efeito ocorra, fazendo com que seja possível relacionar ambos os índices aos estímulos simpático e parassimpático.

Por outro lado, a HF apresentou uma queda substancial ao decorrer do teste, fato que foi observado por Neumamm (46) e por Shin et al. (35). Ambos os trabalhos demonstraram que os valores de HF decaem conforme a intensidade do exercício aumenta, o que está de acordo com a associação dessa variável ao estímulo parassimpático e também ao valor de SD_1 . Contudo, os estudos de García-Manso et al. (85), Cottin et al. (74), Cottin et al. (76) e Perini e Veicsteinas (75) obtiveram resultados opostos, onde os valores da HF aumentaram conforme o desenvolvimento do exercício. Os três trabalhos relacionam esse aumento da HF com a frequência respiratória dos indivíduos, que necessariamente precisa aumentar na proporção em que o exercício se torna mais difícil. Contudo, García-Manso et al. (85) e Cottin et al. (74) utilizaram a WT como método para cálculo dos componentes espectrais, Cottin et al. (76) utilizaram-se da SPWVD, Neumamm (46) empregou as técnicas STFT, AR e SPWVD para obter esses valores e Shin et al. (35) se utilizaram do método da entropia máxima de Burg, muito similar ao método AR, para aferir seus achados. Vistos esses pontos, fica arrevesada a conexão entre a frequência respiratória e o método utilizado para cálculo da HF, uma vez que aparentemente a técnica autorregressiva, ou os índices temporais, não possuem sensibilidade apurada o suficiente para notar as diferenças provocadas pela frequência de respiração, enquanto a WT e a SPWVD possuiria uma percepção maior as mudanças provocadas por outros mecanismos do corpo humano.

Na modulação LF/HF estima-se encontrar uma correlação entre a o sistema simpático e o parassimpático, assim como poderia se observar na razão SD_1/SD_2 , podendo ser um índice útil na determinação dos limiares ventilatórios. Essa constatação feita por Cottin et al. (76), cujos achados indicam que a troca gradual da relação LF/HF pode ser correlacionada com o limiar ventilatório e poderia fornecer um índice confiável para sua detecção a partir da VFC. Perini e Veicsteinas (75) encontraram um valor 2,5 vezes maior na LF/HF após a realização de exercícios físicos, quando comparado com o repouso, o que pode indicar uma predominância simpática no SNA, uma vez que possui um retorno atrasado. Tal resposta contrasta com os resultados mostrados na Fig. 28a, visto que a modulação dessa variável oscila entre valores altos e baixos (31, 32), sinal típico da necessidade do corpo em regular o SNA para entrar na homeostase. Mesmo assim, o resultado aparenta não possuir nenhuma ligação com os limiares ventilatórios, uma vez que sua variação não apresentou padrões definitivos que possibilitassem a correlação entre os limiares ou entre a relação SD_1/SD_2 .

7.4 Influência do Treinamento na Resposta Cardiovascular

É sabido que o treinamento físico provoca alterações fisiológicas que afetam o sistema cardiorrespiratório. Quando em repouso, a FC é significativamente menor, o volume cardíaco é fisiologicamente maior, assim como seu volume de ejeção, sanguíneo e hemoglobina, além de alterações na densidade capilar e hipertrofia dos músculos esqueléticos, fazendo com

que as adaptações resultantes do treinamento sejam uma combinação complexa entre o processo estrutural, metabólico, hormonal e neural no funcionamento cardiovascular (107). Tais adaptações fazem com que o indivíduo tenha uma resposta cardíaca mais eficiente quando solicitado, fazendo com que sua FC seja menor para uma mesma taxa de trabalho que em relação a um sujeito sedentário (107). Sendo assim, o estudo de Aubert, Seps e Beckers (9) relata que, após receber treinamento atlético de resistência por um tempo longo, o coração humano começa a passar por mudanças físicas, como o aumento da cavidade diastólica do ventrículo esquerdo e o aumento da espessura da parede e da massa do coração, provocando o chamado "coração de atleta". Além disso, essas mudanças são menos acentuadas em pessoas do gênero feminino.

Referidos resultados retomam a ideia da classificação dos grupos com treinamentos regulares e irregulares, visto que a adaptação do corpo de cada indivíduo perante o treinamento proposto será único, fazendo com que sua resposta ao estresse seja modificada, dependendo de como ocorreram as alterações fisiológicas daquele corredor. Isto está relacionado às constatações de Fronchetti et al. (107), uma vez que relataram modificações positivas da FC, em treinamentos de duas, três e seis semanas, para diferentes protocolos de treino. Assim como no trabalho de Fronchetti et al. (107), Ribeiro et al. (92) casos de modificações fisiológicas quando comparados atletas e não-atletas. Porém, um questionamento ainda se mantém em aberto, uma vez que não é possível determinar quanto tempo é necessário para que ocorram todas as alterações fisiológicas do indivíduo.

Sendo assim, as respostas obtidas nas Figs. 21 a 30a e os outros resultados apresentados nos Apêndices B, C, D e E tiveram grandes influências do tipo de treinamento realizado pelo indivíduo, fazendo com que aqueles que tiveram uma frequência menor de treino (grupo de treinamento irregular) apresentassem tempos de teste menor, respostas mais rápidas para os limiares ventilatórios e variabilidades maiores frente ao outro grupo. Alguns sujeitos que foram classificados no grupo de treino irregular, contudo, estes tiveram respostas mais similares aos do grupo de treino regular, uma vez que estes indivíduos estavam no limiar classificatório e, provavelmente, apresentaram uma aptidão maior ao treino proposto. Da mesma forma, alguns sujeitos no grupo de treinamento regular também estão localizados nesse limiar, fazendo com que a resposta fosse mais parecida com o grupo de treino irregular, principalmente com relação aos que tiveram frequência de treinamento semanal alto, por um curto período (6x/sem há 6 meses). Isso reforça as constatações de Fronchetti et al. (107) e Ribeiro et al. (92) pela adaptabilidade do corpo quando submetido ao estresse físico. Sendo assim, é preciso que os estudos apresentem melhor detalhamento dos seus participantes para possibilitar comparações entre autores (9).

7.5 Desafios Apresentados

O estudo da VFC em exercícios físicos é assunto amplamente discutido na literatura, o que possibilitou diversos achados ao longo dos anos, contribuindo para o melhoramento das técnicas disponíveis e para melhor entendimento do fenômeno, tanto do ponto de vista fisiológico e quanto neurológico. Contudo, um dos maiores problemas apresentados nos trabalhos nesse ramo é a utilização de técnicas sem o detalhamento necessário para possibilitar que outros pesquisadores reproduzam os valores encontrados, além da enorme diversidade de protocolos possíveis para serem executados, dificultando a comparação dos resultados entre os autores, pois os mesmos podem tanto ser feitos em esteiras (79, 81, 83) quanto em bicicletas ergométricas (1, 2, 35, 69, 71, 74, 75, 76, 80, 84, 85, 86, 87, 108), sendo que as intensidades podem ser fixas e pré-definidas, independente do condicionamento físico do indivíduo, ou variam de acordo com o grupo que o indivíduo foi classificado, além de poderem ter uma duração definida ou até a exaustão.

Com relação aos exercícios executados em esteiras, a principal variável seria a velocidade que o corredor está, sendo possível relacionar tais valores com a quantidade de oxigênio/dióxido de carbono expirado durante aquele período, sendo frequentemente utilizado na literatura, ou relacionando com o tempo no qual ocorreram cada uma das velocidades. Por outro lado, quando se utilizam bicicletas ergométricas, a maioria dos estudos compara valores ao longo do tempo/ $\dot{V}O_2$ expirado ou a carga na qual o sujeito está realizando o exercício, sendo uma representação (das cargas) possível apenas em bicicletas, visto que medir a intensidade em esteira mostra-se uma tarefa complexa. Dentro de cada um desses tipos de exercícios, ainda podem ocorrer estudos onde os limiares ventilatórios foram obtidos através do limiar do lactato ou por meio dos índices do ergoespirômetro.

Isso mostra que apenas para esse tópico existem diferentes maneiras de se obter resultados que serão mais complexos de serem comparados entre os autores deste tema. Além disso, outro problema reside na aplicação das técnicas para cálculo da VFC, seja temporal, frequencial ou não-linear. Como a busca por um método que consiga atender às expectativas de correlacionar os limiares ventilatórios a partir da VFC ainda não foi extinta, a gama de artigos existentes na literatura pôde ser vista ao longo deste trabalho, uma vez que os autores se utilizam de maneiras diferentes para encontrar uma resposta para este desafio. O grande problema reside na falta de padronização no momento de divulgar os resultados para a comunidade acadêmica, visto que os autores se utilizam de artefatos matemáticos, como normalizações arbitrárias, para tentar melhorar a apresentação dos seus resultados e, possivelmente, encontrar certas correlações. Ao fazer isso, o autor torna seu resultado significativamente difícil para ser comparado com outros trabalhos, como pode ser visto nos estudos de Cottin et al. (74, 83) e García-Manso et al. (85), que se utilizam de uma normalização da banda HF multiplicando seu valor pelo pico da frequência de obtida na VFC ($HF \cdot f_{HF}$), ou, ainda, pode ser encontrado no trabalho de Tulppo et al. (108) a

normalização do valor de SD_1 (SD_1n) a partir da divisão dele pela intervalo RR médio.

Em relação aos métodos, aqueles que possuem origem no domínio do tempo são considerados de baixa complexidade e rápidos de serem aplicados, porém não fornecem muitas informações relevantes quanto à resposta do SNA durante a aplicação do exercício físico. Em um caminho similar, as técnicas provenientes do domínio da frequência podem ser uma solução interessante para se associar as bandas de frequência que estão atuando durante a realização dos testes, mas não permitem que o pesquisador obtenha a informação do tempo em que ocorreram. Uma solução para este problema seria a utilização dos métodos tempo-frequenciais, sendo possível obter tanto os valores do tempo quanto da frequência através de métodos específicos como a STFT, WT, AR, SPWVD, dentre outras, cujos parâmetros devem ser configurados de maneira a obter o resultado esperado. Por fim, poderiam ser usadas as técnicas não-lineares, uma solução reconhecida quando um problema se comporta de maneira caótica e existe a necessidade de se entender seu padrão. Todos esses itens foram abordados mais a fundo no Capítulo 3 deste trabalho, que reforça a necessidade de maior clareza quanto à maneira pela qual os autores reportam seus resultados, a fim de permitir que outros pesquisadores da área consigam reproduzir seus achados e/ou comparar seus resultados e trazer maior clareza para esse campo.

Autores como Aubert, Seps e Beckers (9), Jarrin et al. (96), Lopes et al. (90), Berntson et al. (10) e TaskForce (13) relatam em seus trabalhos a grande importância da padronização de apresentação dos resultados nesse campo, considerada a relevância que o tema possui na avaliação do sistema autonômico e suas correlações. No guia da TaskForce (13) existem diversas recomendações para a utilização padronizada da avaliação da VFC, como os algoritmos a serem utilizados, tamanho das amostras dos dados, equipamentos que podem ser utilizados, variáveis padronizadas, entre outras informações necessárias para melhor avaliação do tema. Na mesma linha, Aubert, Seps e Beckers (9) propõem um detalhamento maior quanto aos sujeitos envolvidos nos teste (e.g. atletas e os treinos no qual estão submetido, como sua programação, intensidade e duração) para que seja possível uma comparação entre os estudos, além da necessidade de trabalhos com maior número de participantes a fim de se obter diversos e diferentes aspectos correlacionados com a variabilidade cardiovascular.

Em trabalho mais recente, Jarrin et al. (96) afirma que os resultados apresentados nessa área são desprovidos de padrão, dificultando a sintetização desses valores entre os estudos. Segundo o autor, é recomendável que existam informações específicas sobre o equipamento de gravação, software de pré processamento, aplicativos e recursos selecionados nos softwares, além de quando as variáveis no domínio da frequência forem analisadas, informações adicionais sobre o método de decomposição espectral, janelas espectrais, sobreposição de janelas, bem como a faixa definida de larguras de banda de frequência devem ser especificadas. Para facilitar as comparações sistemáticas e síntese de dados, é importante

fornecer informações completas sobre decisões de redução de dados, como por exemplo: como os dados foram segmentados ou particionados (agregados através de determinadas condições, tarefas ou grupos de controle vs grupos clínicos), qual o tipo de limpeza (duração do período analisado) e tipo de análise (dia ou noite).

Todos os motivos, assim como as recomendações propostas pelos trabalhos apresentados acima, justificam a dificuldade inerente de se avaliar a variabilidade da frequência cardíaca em teste de capacidade funcional a fim de correlacionar seus limiares ventilatórios com as metodologias propostas na literatura e a comparação dos resultados apresentados pelos autores com os valores obtidos neste estudo. É reforçada a necessidade de padronização dos achados pelos pesquisadores da área, uma vez que apenas dessa forma será possível investigar com afinco as correlações existentes entre os índices da VFC com o SNA, em especial a influência do sistema simpático e parassimpático, como controladores principais das alterações provocadas na resposta cardiovascular dos indivíduos quando submetidos a teste de estresse.

7.6 Limitações do Estudo

Algumas das limitações que este estudo apresentou residem na necessidade de alguns dos dados coletados precisarem ser descartados, uma vez que ocorreram erros de coleta em razão do desprendimento ou falhas na medição do Polar durante a realização do exercício, acarretando em informações errôneas da VFC do indivíduo. Além disso, a quantidade que já era inicialmente pequena de participantes foi reduzida consideravelmente após a retirada daqueles que tiveram seu teste prejudicado pela falha na medição ou a ausência do laudo técnico daquele indivíduo para determinação dos limiares ventilatórios

A divisão dos grupos de treinamento, regular e irregular, pode alterar os resultados obtidos, uma vez que o condicionamento físico provoca alterações no músculo cardíaco, modificando sua resposta e, conseqüentemente, dificultado a interpretação dos resultados. Também é possível citar o protocolo de testes utilizado, não encontrado na literatura, o que prejudicou a comparação com outros protocolos e suas respostas temporais e frequenciais. Certas variáveis não foram tomadas como fixas (e.g. respirações por minuto, velocidade inicial, programa de treino constante) o que dificulta a comparação dos resultados com outros trabalhos. Por fim, quanto aos estudos espectrais, poucos artigos mencionaram a avaliação contínua da VFC em exercício progressivo máximo, principalmente com indivíduos saudáveis e treinados, havendo a dificuldade de comparar os métodos que utilizam apenas valores médios com a capacidade das técnicas tempo-frequenciais em fornecerem informações dinâmicas das variáveis estudadas.

8 CONCLUSÃO

Neste estudo foram avaliadas duas técnicas de análise da VFC: através do domínio do tempo, pelo gráfico de Poincaré; e pelo modelo autorregressivo, no domínio tempo-frequencial, em exercício progressivo máximo realizado em esteira ergométrica, para dois grupos com treinamentos diferentes (regular e irregular). Sendo assim, os métodos propostos foram comparados com os dados obtidos pelo laudo técnico, formulado por um fisiologista especializado, a fim de se possibilitar a utilização da VFC para prescrição de exercício físico, fazendo com que o custo se torne consideravelmente reduzido. O gráfico de Poincaré consiste em uma técnica muito utilizada na literatura para avaliar a VFC, permitindo comparação com outros autores. Por outro lado, o uso do modelo autorregressivo de maneira tempo-frequencial ainda não foi muito estudado, sendo uma técnica promissora para se avaliar o condicionamento físico do indivíduo e, futuramente, prescrever o exercício individualmente.

Os índices temporais apresentaram correlações significativas quando comparadas suas médias e desvios-padrões, contudo, em uma avaliação particular para cada corredor, é possível notar que seus valores são consideravelmente divergentes quando confrontados com os dados do laudo técnico. Além disso, a literatura possui numerosos artigos antinômicos sobre quais são os sistemas atuantes para os índices SD_1 e SD_2 obtidos a partir do gráfico de Poincaré. Ainda nesse tópico, pertinente ressaltar que os critérios apresentados na literatura também possuem resultados divergentes entre os autores, demonstrando a necessidade de um maior aprofundamento neste fenômeno relacionado à prática de exercícios físicos.

Da mesma maneira, as variáveis frequenciais apresentaram valores conflitantes com diversos resultados obtidos na literatura, uma vez que é considerável a diversidade de interpretações apresentadas pelos autores. O índice LF, em particular, é amplamente estudado nesse tema, uma vez que sua relação com o sistema autônomo não foi totalmente compreendida, o que levou a resultados divergentes. Por outro lado, o uso do espectrograma no exercício físico ainda é pouco reportado na literatura, mas apresenta-se como uma técnica promissora nessa área.

Alguns inconvenientes foram relatados em relação aos resultados apresentados pelos autores nesse tema, visto que existe uma falta de padronização dos dados obtidos e uma carência de maior detalhamento acerca dos testes realizados, dos participantes, dos métodos empregados e a interpretação dos resultados, dificultando a reprodutibilidade dos experimentos. Pertinente ressaltar que todos os testes conduzidos em seres humanos sofrem diversas influências externas, como as relatadas, tornando muito mais complexa a utilização

de critérios que tenham sido obtidas apenas por uma variável, sendo recomendável que diversas variáveis atinjam determinados valores para que se considere a proposta válida.

Os resultados apresentados neste estudo também sofreram influência de diversas limitações, como a redução do número de participantes, a pequena quantidade de corredores avaliados, o fato da divisão do grupo de treinamento influenciar nos resultados, além de existirem diversas variáveis não-fixas durante a coleta dos dados, o que agrava a comparação dos resultados entre os autores.

A VFC se mostra uma técnica promissora no campo da fisiologia do exercício, uma vez que o sistema cardiorrespiratório e o SNA precisam trabalhar em harmonia para se chegar à homeostase. Contudo, muitas variáveis ainda precisam ser melhor estudadas a fim de se atingir um consenso sobre quais ramos do SNA atuam em cada uma das técnicas e, assim, sugerir critérios multivariados que sejam comparáveis com os laudos técnicos apresentados pelos fisiologistas, através da avaliação pelo ergoespirômetro.

8.1 Trabalhos Futuros

Os próximos passos neste trabalho são o estudo das variáveis LF e HF obtidas no método autorregressivo com os controladores do sistema nervoso autônomo, através de novos testes com um grupo de participantes que se assemelham quanto à capacidade física e características antropomórficas, além de ser conduzido em bicicleta ergométrica, como fazem grande parte dos autores na literatura, além da possibilidade de utilizar-se outros protocolos. Esses resultados podem apresentar informações mais precisas sobre o SNA, pois a quantidade de variáveis será menor e possuirá mais valores fixos.

REFERÊNCIAS

- 1 TULPPO, M. P. 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, p. H424–H429, 1998. Nenhuma citação no texto.
- 2 LIMA, J. R. P.; KISS, M. Limiar da variabilidade da frequência cardíaca. *Revista Brasileira Atividade Física & Saúde*, v. 4, n. 1, p. 29–38, 1999. Nenhuma citação no texto.
- 3 POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. *Exercise physiology: theory and application to fitness and performance*. 8. ed. New York: McGraw Hill, 2014. Nenhuma citação no texto.
- 4 GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Textbook of medical physiology*. 11. ed. Philadelphia: Saunders, 2006. Nenhuma citação no texto.
- 5 MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. *Essentials of exercise physiology*. 4. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. Nenhuma citação no texto.
- 6 PLOWMAN, S.; SMITH, D. *Exercise Physiology for Health Fitness and Performance*. 4. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2013. Nenhuma citação no texto.
- 7 JOHNSON, A. T. *Biomechanics and exercise physiology : quantitative modeling*. 2. ed. Florida: CRC Press, 2007. Nenhuma citação no texto.
- 8 KENNEY, W. L.; WILMORE, J.; COSTILL, D. *Physiology of Sport and Exercise*. 5. ed. Illinois: Human Kinetics, 2011. Nenhuma citação no texto.
- 9 AUBERT, A. E.; SEPS, B.; BECKERS, F. Heart rate variability in athletes. *Sports medicine*, Springer, v. 33, n. 12, p. 889–919, 2003. Nenhuma citação no texto.
- 10 BERNTSON, G. G. et al. Heart rate variability: origins, methods and interpretive caveats. *Psychophysiology*, v. 34, p. 623–648, 1997. Nenhuma citação no texto.
- 11 RIBEIRO, J. P. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício: aspectos fisiológicos, metodológicos e clínicos. *Revista Hospital das Clínicas de Porto Alegre*, Citeseer, v. 25, n. 3, p. 107–115, 2005. Nenhuma citação no texto.
- 12 NEGRÃO, C. E.; BARRETTO, A. C. P. *Cardiologia do exercício: do atleta ao cardiopata*. 2. ed. Barueri: Manole, 2006. Nenhuma citação no texto.
- 13 TASKFORCE, E. S. o. C. Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Eur Heart J*, v. 17, p. 354–381, 1996. Nenhuma citação no texto.
- 14 ACHARYA, U. R. et al. Heart rate variability: a review. *Medical and biological engineering and computing*, Springer, v. 44, n. 12, p. 1031–1051, 2006. Nenhuma citação no texto.
- 15 BILCHICK, K. C.; BERGER, R. D. Heart rate variability. *Journal of Applied Physiology*, Elsevier, St. Louis, v. 21, n. 1, p. 258–267, 2006. Nenhuma citação no texto.

- 16 MALIK, M. Time-domain measurement of heart rate variability. *Cardiac Electrophysiology Review*, Springer, v. 1, n. 3, p. 329–334, 1997. Nenhuma citação no texto.
- 17 TEICH, M. C. et al. Heart rate variability: measures and models. *Nonlinear Biomedical Signal Processing: Dynamic Analysis and Modeling, Volume 2*, Wiley Online Library, p. 159–213, 2000. Nenhuma citação no texto.
- 18 MCNAMES, J.; ABOY, M. Reliability and accuracy of heart rate variability metrics versus ECG segment duration. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 44, n. 9, p. 747–756, 2006. Nenhuma citação no texto.
- 19 KHANDOKER, A. H. et al. *Poincaré plot methods for heart rate variability analysis*. Philadelphia: Springer, 2013. Nenhuma citação no texto.
- 20 KARIM, N.; HASAN, J. A.; ALI, S. S. Heart rate variability—a review. *Journal of Basic and Applied Sciences*, v. 7, n. 1, p. 71–77, 2011. Nenhuma citação no texto.
- 21 STEIN, P. K. et al. Heart rate variability: a measure of cardiac autonomic tone. *American Heart Journal*, Elsevier, v. 127, n. 5, p. 1376–1381, 1994. Nenhuma citação no texto.
- 22 RAJ, S. R. et al. Standard deviation of sequential five-minute RR interval means (SDANN) is a prognostic marker, but not necessarily an autonomic marker. *Journal of the American College of Cardiology*, Am Coll Cardio Found, v. 48, n. 6, p. 1285–1286, 2006. Nenhuma citação no texto.
- 23 YADAV, R. K. et al. A pilot study on short term heart rate variability & its correlation with disease activity in Indian patients with rheumatoid arthritis. *The Indian Journal of Medical Research*, Medknow Publications, v. 136, n. 4, p. 593, 2012. Nenhuma citação no texto.
- 24 DEKKER, J. M. et al. Low heart rate variability in a 2-minute rhythm strip predicts risk of coronary heart disease and mortality from several causes. *Circulation*, American Heart Association Journals, v. 102, n. 11, p. 1239–1244, 2000. Nenhuma citação no texto.
- 25 LERMA, C. et al. Nocturnal heart rate variability parameters as potential fibromyalgia biomarker: correlation with symptoms severity. *Arthritis Research & Therapy*, BioMed Central, v. 13, n. 6, p. 1, 2011. Nenhuma citação no texto.
- 26 HOSHI, R. A. et al. Poincaré plot indexes of heart rate variability: relationships with other nonlinear variables. *Autonomic Neuroscience*, Elsevier, v. 177, n. 2, p. 271–274, 2013. Nenhuma citação no texto.
- 27 BJÖRKANDER, I. et al. Differential index: a simple time domain heart rate variability analysis with prognostic implications in stable angina pectoris. *Cardiology*, Karger Publishers, v. 111, n. 2, p. 126–133, 2008. Nenhuma citação no texto.
- 28 CLIFFORD, G. D. *Signal processing methods for heart rate variability*. Tese (Doutorado) — Department of Engineering Science, University of Oxford, 2002. Nenhuma citação no texto.

- 29 AKSELROD, S. et al. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, American Association for the Advancement of Science, v. 213, n. 4504, p. 220–222, 1981. Nenhuma citação no texto.
- 30 MONTANO, N. et al. Heart rate variability explored in the frequency domain: a tool to investigate the link between heart and behavior. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, Elsevier, v. 33, n. 2, p. 71–80, 2009. Nenhuma citação no texto.
- 31 SZTAJZEL, J.; OTHERS. Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system. *Swiss Medical Weekly*, Swiss Medical Publishers Ltd, v. 134, p. 514–522, 2004. Nenhuma citação no texto.
- 32 VANDERLEI, L. C. M. et al. Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*, v. 24, n. 2, p. 205–217, 2009. Nenhuma citação no texto.
- 33 TAYLOR, J. A. et al. Mechanisms underlying very-low-frequency RR-interval oscillations in humans. *Circulation*, American Heart Association Journals, v. 98, n. 6, p. 547–555, 1998. Nenhuma citação no texto.
- 34 SERRADOR, J. M.; FINLAYSON, H. C.; HUGHSON, R. L. Physical activity is a major contributor to the ultra low frequency components of heart rate variability. *Heart*, BMJ Publishing Group Ltd and British Cardiovascular Society, v. 82, n. 6, p. e9–e9, 1999. Nenhuma citação no texto.
- 35 SHIN, K. et al. The power spectral analysis of heart rate variability in athletes during dynamic exercise—Part I. *Clinical Cardiology*, v. 18, n. 10, p. 583–6, 1995. Nenhuma citação no texto.
- 36 KLEIGER, R. E.; STEIN, P. K.; BIGGER, J. T. Heart rate variability: measurement and clinical utility. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, Wiley Online Library, v. 10, n. 1, p. 88–101, 2005. Nenhuma citação no texto.
- 37 KAMATH, M. V.; WATANABE, M. A.; UPTON, A. R. *Heart rate variability (HRV) signal analysis*. Florida: CRC Press, 2012. 18–20 p. Nenhuma citação no texto.
- 38 CHUA, K. C. et al. Application of higher order statistics/spectra in biomedical signals - A review. *Medical engineering & physics*, Elsevier, v. 32, n. 7, p. 679–689, 2010. Nenhuma citação no texto.
- 39 KHADRA, L.; AL-FAHOUM, A. S.; BINAJJAJ, S. A quantitative analysis approach for cardiac arrhythmia classification using higher order spectral techniques. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 52, n. 11, p. 1840–1845, 2005. Nenhuma citação no texto.
- 40 ALLICHE, A.; MOKRANI, K. Higher order statistics and ECG arrhythmia classification. In: IEEE. *Signal Processing and Information Technology*. Darmstadt, 2003. p. 641–643. Nenhuma citação no texto.
- 41 PANOULAS, K. I.; HADJILEONTIADIS, L. J.; PANAS, S. M. Enhancement of R-wave detection in ECG data analysis using higher-order statistics. In: IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society*. Cairo, 2001. v. 1, p. 344–347. Nenhuma citação no texto.

- 42 CHUA, K. C. et al. Cardiac state diagnosis using higher order spectra of heart rate variability. *Journal of medical engineering & technology*, Taylor & Francis, v. 32, n. 2, p. 145–155, 2008. Nenhuma citação no texto.
- 43 HUANG, J. Study of autoregressive (AR) spectrum estimation algorithm for vibration signals of industrial steam turbines. *International Journal of Control and Automation*, v. 7, n. 8, p. 349–362, 2014. Nenhuma citação no texto.
- 44 BOARDMAN, A. et al. A study on the optimum order of autoregressive models for heart rate variability. *Physiological measurement*, IOP Publishing, v. 23, n. 2, p. 325, 2002. Nenhuma citação no texto.
- 45 CARVALHO, J. L. A. de. *Ferramenta para análise tempo-frequencial da variabilidade da frequência cardíaca*. Tese (Doutorado) — Universidade de Brasília, 2003. Nenhuma citação no texto.
- 46 NEUMANN, L. B. d. A. *Estudo da variabilidade da frequência cardíaca em exercício progressivo máximo*. 101 p. Tese (Mestrado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011. Nenhuma citação no texto.
- 47 GORUR, D.; HALICI, U.; AYDIN, H. Sleep spindles detection using autoregressive modeling. *Proceedings of the International Conference on Artificial Neural Networks*, p. 26–29, 2003. Nenhuma citação no texto.
- 48 SANTOS, F. dos. Estudo comparativo entre dois métodos de análise da modulação autonômica cardíaca no domínio da frequência. In: *VII Jornada de Iniciação Científica*. [S.l.: s.n.], 2011. Nenhuma citação no texto.
- 49 HAIJUN, W.; GUIZHONG, L.; WANCHUN, F. A new time-frequency analysis based upon ar model. *International Conference on Neural Networks and Signal Processing*, n. 4, p. 648–651, 2003. Nenhuma citação no texto.
- 50 JI, M.; HE, J. F.; LAI, Y. Q. AR model power spectrum estimation and MATLAB simulation. *Advanced Materials Research*, v. 971–973, p. 1561–1564, 2014. Nenhuma citação no texto.
- 51 DANTAS, E. M. et al. Spectral analysis of heart rate variability with the autoregressive method: What model order to choose? *Computers in Biology and Medicine*, v. 42, n. 2, p. 164–170, 2012. Nenhuma citação no texto.
- 52 CARVALHO, J. L. H. et al. Study on the optimal order for the auto-regressive time-frequency analysis of heart rate variability. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, p. 2621–2624, 2003. Nenhuma citação no texto.
- 53 ELOUAHAM, S.; LATIF, R.; DLIU, A. Parametric and non-parametric time-frequency analysis of biomedical signals. v. 4, n. 1, p. 74–79, 2013. Nenhuma citação no texto.
- 54 COSTA, A. H.; HENGSTLER, S. Adaptive timefrequency analysis based on autoregressive modeling. *Signal Processing*, Elsevier, v. 91, n. 4, p. 740–749, 2011. Nenhuma citação no texto.

- 55 CARVALHO, J. et al. A tool for time-frequency analysis of heart rate variability. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, p. 2574–2577, 2003. Nenhuma citação no texto.
- 56 BIANCHI, A. M.; MAINARDI, L. T.; CERUTTI, S. Time-frequency analysis of biomedical signals. *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, v. 22, n. 3, p. 215–230, 2000. Nenhuma citação no texto.
- 57 BLAIN, G. et al. Time-frequency analysis of heart rate variability reveals cardiocomotor coupling during dynamic cycling exercise in humans. *AJP: Heart and Circulatory Physiology*, v. 296, n. 5, p. H1651–H1659, 2009. Nenhuma citação no texto.
- 58 COHEN, H. et al. Power spectral analysis of heart rate variability in psychiatry. *Psychotherapy and Psychosomatics*, v. 68, p. 59–66, 1999. Nenhuma citação no texto.
- 59 BLINOWSKA, K. J.; ZYGIEREWICZ, J. *Practical biomedical signal analysis using MATLAB*. [S.l.]: CRC Press, 2011. Nenhuma citação no texto.
- 60 VOSS, A. et al. Methods derived from nonlinear dynamics for analysing heart rate variability. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, The Royal Society, v. 367, n. 1887, p. 277–296, 2009. Nenhuma citação no texto.
- 61 KAPLAN, D.; GLASS, L. *Understanding nonlinear dynamics*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2012. Nenhuma citação no texto.
- 62 HUIKURI, H. V.; MÄKIKALLIO, T. H.; PERKIÖMÄKI, J. Measurement of heart rate variability by methods based on nonlinear dynamics. *Journal of electrocardiology*, Elsevier, v. 36, p. 95–99, 2003. Nenhuma citação no texto.
- 63 OLIVEIRA, D. J. de et al. Síntese de sinais de variabilidade da frequência cardíaca baseada em modelagem não-linear. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 22, n. 1, p. 51–62, 2006. Nenhuma citação no texto.
- 64 KARMAKAR, C. K. et al. Analyzing temporal variability of standard descriptors of Poincaré plots. *Journal of electrocardiology*, Elsevier, v. 43, n. 6, p. 719–724, 2010. Nenhuma citação no texto.
- 65 BRENNAN, M.; PALANISWAMI, M.; KAMEN, P. Do existing measures of Poincaré plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? *Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 48, n. 11, p. 1342–1347, 2001. Nenhuma citação no texto.
- 66 BOSQUET, L.; LÉGER, L.; LEGROS, P. Methods to determine aerobic endurance. *Sports Medicine*, Springer, v. 32, n. 11, p. 675–700, 2002. Nenhuma citação no texto.
- 67 WASSERMAN, K. et al. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of applied physiology*, American Physiological Society, v. 35, n. 2, p. 236–243, 1973. Nenhuma citação no texto.
- 68 YAMAMOTO, Y.; HUGHSON, R. L.; NAKAMURA, Y. Autonomic nervous system responses to exercise in relation to ventilatory threshold. *Chest*, American College of Chest Physicians, v. 101, n. 5 SUPPL., p. 206S–210S, 1992. Nenhuma citação no texto.

- 69 YAMAMOTO, Y.; HUGHSON, R. L.; PETERSON, J. C. Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. *Journal of applied physiology*, American Physiological Society, v. 71, n. 3, p. 1136–1142, 1991. Nenhuma citação no texto.
- 70 De Meersman, R. E. Heart rate variability and aerobic fitness. *American Heart Journal*, Elsevier, v. 125, n. 3, p. 726–731, 1993. Nenhuma citação no texto.
- 71 ALONSO, D. D. O. et al. Comportamento da frequência cardíaca e da sua variabilidade durante as diferentes fases do exercício físico progressivo máximo. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 71, n. 6, p. 787–792, 1998. Nenhuma citação no texto.
- 72 BUNC, V. et al. Verification of the heart rate threshold. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Springer, v. 70, n. 3, p. 263–269, 1995. Nenhuma citação no texto.
- 73 VERLINDE, D. et al. Wavelet decomposition analysis of heart rate variability in aerobic athletes. *Autonomic Neuroscience*, Elsevier, v. 90, n. 1, p. 138–141, 2001. Nenhuma citação no texto.
- 74 COTTIN, F. et al. Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling. *International Journal of Sports Medicine*, Thieme, v. 27, n. 12, p. 959–967, 2006. Nenhuma citação no texto.
- 75 PERINI, R.; VEICSTEINAS, A. Heart rate variability and autonomic activity at rest and during exercise in various physiological conditions. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 90, n. 3-4, p. 317–325, 2003. Nenhuma citação no texto.
- 76 COTTIN, F. F. et al. Heart rate variability during exercise performed below and above ventilatory threshold. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Williams & Wilkins, v. 36, n. 4, p. 594–600, 2004. Nenhuma citação no texto.
- 77 SILVA, A. E. L.; OLIVEIRA, F. R. Estimativa dos limiares ventilatórios através da velocidade máxima em teste incremental. *Revista Motriz, Rio Claro*, v. 10, n. 1, p. 37–44, 2004. Nenhuma citação no texto.
- 78 MARÃES, V. R. F. S. et al. Identification of anaerobic threshold using heart rate response during dynamic exercise. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, SciELO Brasil, v. 38, n. 5, p. 731–735, 2005. Nenhuma citação no texto.
- 79 BRUNETTO, A. F. et al. Limiar ventilatório e variabilidade da frequência cardíaca em adolescentes. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, SciELO Brasil, v. 11, n. 1, p. 22–27, 2005. Nenhuma citação no texto.
- 80 FRONCHETTI, L. et al. Indicadores de regulação autonômica cardíaca em repouso e durante exercício progressivo -Aplicação do limiar de variabilidade da frequência cardíaca. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, v. 6, n. 1, p. 21–28, 2006. Nenhuma citação no texto.
- 81 CAMBRI, L. T. et al. Frequência cardíaca e a identificação dos pontos de transição metabólica em esteira rolante. *Journal of Physical Education*, v. 17, n. 2, p. 131–137, 2006. Nenhuma citação no texto.

- 82 COSTA, V. P.; LIMA, J. R. P. de; DE-OLIVEIRA, F. R. Identificação de limiares metabólicos em curvas de frequência cardíaca ajustadas. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, v. 21, n. 3, p. 219–227, 2007. Nenhuma citação no texto.
- 83 COTTIN, F. et al. Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test. *International journal of sports medicine*, Stuttgart, New York, Thieme., v. 28, n. 4, p. 287–294, 2007. Nenhuma citação no texto.
- 84 KARAPETIAN, G. K.; ENGELS, H. J.; GRETEBECK, R. J. Use of heart rate variability to estimate LT and VT. *International Journal of Sports Medicine*, v. 29, n. 8, p. 652–657, 2008. Nenhuma citação no texto.
- 85 GARCÍA-MANSO, J. M. et al. Wavelet transform analysis of heart rate variability for determining ventilatory thresholds in cyclists. *Centro Andaluz de Medicina del Deporte*, 2008. Nenhuma citação no texto.
- 86 ZANATTA, C. et al. Limiar da variabilidade da frequência cardíaca e resposta do lactato sanguíneo em exercícios de carga constante. *Journal of Physical Education*, v. 19, n. 2, p. 251–260, 2008. Nenhuma citação no texto.
- 87 CAVALCANTE, M. D. S. et al. Resposta da variabilidade da frequência cardíaca e glicemia durante o exercício incremental. *Brazilian Journal of Biomotricity*, v. 4, n. 4, p. 256–265, 2010. Nenhuma citação no texto.
- 88 ALMEIDA, M. B. de. Frequência cardíaca e exercício: uma interpretação baseada em evidências. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, v. 9, n. 2, p. 196–202, 2007. Nenhuma citação no texto.
- 89 CAMBRI, L. T. et al. Variabilidade da frequência cardíaca e controle metabólico. *Arquivos Sanny de Pesquisas em Saúde*, v. 1, n. 1, p. 72–82, 2008. Nenhuma citação no texto.
- 90 LOPES, A. et al. Variabilidade da frequência cardíaca: método não-invasivo de avaliação do limiar ventilatório. *Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício*, v. 9, n. 2, p. 99–105, 2009. Nenhuma citação no texto.
- 91 MARÃES, V. Frequência cardíaca e sua variabilidade: análises e aplicações. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, v. 3, n. 1, p. 33–42, 2010. Nenhuma citação no texto.
- 92 RIBEIRO, V. B. et al. Variabilidade da frequência cardíaca em atletas e não atletas saudáveis-diferenças e alterações provocadas pelo treinamento físico de endurance. *Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício*, v. 9, n. 54, p. 446–456, 2016. Nenhuma citação no texto.
- 93 KESELBRENER, L.; AKSELROD, S. Selective discrete Fourier transform algorithm for time-frequency analysis: method and application on simulated and cardiovascular signals. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, v. 43, n. 8, p. 789–802, 1996. Nenhuma citação no texto.
- 94 BARTELS, R. et al. SinusCor: An advanced tool for heart rate variability analysis. *BioMedical Engineering Online*, v. 16, n. 1, p. 1–15, 2017. Nenhuma citação no texto.

- 95 SINGH, D.; KUMAR, V. Comparison of re-sampling methods in the spectral analysis of RR-interval series data. *Signal Processing*, v. 7, n. 7, p. 16–31, 2013. Nenhuma citação no texto.
- 96 JARRIN, D. C. et al. Measurement fidelity of heart rate variability signal processing: The devil is in the details. *International Journal of Psychophysiology*, v. 86, n. 1, p. 88–97, 2012. Nenhuma citação no texto.
- 97 PICHON, A. P. et al. Spectral analysis of heart rate variability during exercise in trained subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Williams & Wilkins, v. 36, n. 10, p. 1702–1708, 2004. Nenhuma citação no texto.
- 98 KAMEN, P. W.; KRUM, H.; TONKIN, A. M. Poincaré plot of heart rate variability allows quantitative display of parasympathetic nervous activity in humans. *Clinical Science*, v. 91, n. 2, p. 201–8, 1996. Nenhuma citação no texto.
- 99 SHIN, K. et al. The power spectral analysis of heart rate variability in athletes during dynamic exercise-Part II. *Clinical Cardiology*, Wiley Online Library, v. 18, n. 11, p. 583–586, 1995. Nenhuma citação no texto.
- 100 SARMIENTO, S. et al. Heart rate variability during high-intensity exercise. *Journal of Systems Science and Complexity*, Springer, v. 26, n. 1, p. 104–116, 2013. Nenhuma citação no texto.
- 101 BEAVER, W. L.; WASSERMAN, K.; WHIPP, B. J. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *Journal of Applied Physiology*, v. 60, n. 6, p. 2020–7, 1986. Nenhuma citação no texto.
- 102 KINDERMANN, W.; SIMON, G.; KEUL, J. Physiology: the significance of the aerobic-anaerobic transition. *European Journal of Applied Physiology*, v. 34, n. 42, p. 25–34, 1979. Nenhuma citação no texto.
- 103 GRASSO, R. et al. Does low-frequency variability of heart period reflect a specific parasympathetic mechanism? *Journal of the Autonomic Nervous System*, Elsevier, v. 63, n. 1, p. 30–38, 1997. Nenhuma citação no texto.
- 104 MOUROT, L. et al. Quantitative Poincaré plot analysis of heart rate variability: effect of endurance training. *European Journal of Applied Physiology*, v. 91, n. 1, p. 79–87, 2004. Nenhuma citação no texto.
- 105 SOTIRIOU, P. et al. Linear and non-linear analysis of heart rate variability in master athletes and healthy middle-aged non-athletes. *Medical Engineering & Physics*, v. 35, n. 11, p. 1676–1681, 2013. Nenhuma citação no texto.
- 106 SANDERCOCK, G. R. H.; BRODIE, D. A. The use of heart rate variability measures to assess autonomic control during exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, Wiley Online Library, v. 16, n. 5, p. 302–313, 2006. Nenhuma citação no texto.
- 107 FRONCHETTI, L. et al. Modificações da variabilidade da frequência cardíaca frente ao exercício e treinamento físico. *Revista Mineira de Educação Física*, v. 15, n. 2, p. 101–129, 2007. Nenhuma citação no texto.

- 108 TULPPO, M. P. et al. Vagal modulation of heart rate during exercise : effects of age and physical fitness and training load. *American Journal of Physiology*, v. 274, n. 2, p. H424–H429, 1998. Nenhuma citação no texto.

Apêndices

APÊNDICE A – FILTRAGEM DOS DADOS EXPERIMENTAIS ORIGINAIS, APLICADO A TODOS OS CORREDORES

Figura 31 – Grupo de treinamento regular

(a) Corredor 1

(b) Corredor 2

(c) Corredor 3

(d) Corredor 4

(e) Corredor 5

(f) Corredor 6

(g) Corredor 7

(h) Corredor 8

(i) Corredor 9

Figura 32 – Grupo de treinamento irregular

(a) Corredor 10

(b) Corredor 11

(c) Corredor 12

(d) Corredor 13

(e) Corredor 14

(f) Corredor 15

(g) Corredor 16

(h) Corredor 17

APÊNDICE B – DISTRIBUIÇÃO DOS
VALORES DE SD_1 E SD_2 AO LONGO DO
TEMPO, PARA TODOS OS CORREDORES

Figura 33 – Grupo de treinamento regular

(a) Corredor 1.

(b) Corredor 2.

(c) Corredor 3.

(d) Corredor 4.

(e) Corredor 5.

(f) Corredor 6.

(g) Corredor 7.

(h) Corredor 8.

(i) Corredor 9.

Figura 34 – Grupo de treinamento irregular

(a) Corredor 10.

(b) Corredor 11.

(c) Corredor 12.

(d) Corredor 13.

(e) Corredor 14.

(f) Corredor 15.

(g) Corredor 16.

(h) Corredor 17.

APÊNDICE C – DISTRIBUIÇÃO DOS
VALORES DE SD_1/SD_2 AO LONGO DO
TEMPO, PARA TODOS OS CORREDORES

Figura 35 – Grupo de treinamento regular

(a) Corredor 1.

(b) Corredor 2.

(c) Corredor 3.

(d) Corredor 4.

(e) Corredor 5.

(f) Corredor 6.

(g) Corredor 7.

(h) Corredor 8.

(i) Corredor 9.

Figura 36 – Grupo de treinamento irregular

(a) Corredor 10.

(b) Corredor 11.

(c) Corredor 12.

(d) Corredor 13.

(e) Corredor 14.

(f) Corredor 15.

(g) Corredor 16.

(h) Corredor 17.

APÊNDICE D – ESPECTROGRAMA
OBTIDO ATRAVÉS DO MODELO
AUTORREGRESSIVO, PARA TODOS OS
CORREDORES

Figura 37 – Grupo de treinamento regular

(a) Corredor 1.

(b) Corredor 2.

(c) Corredor 3.

(d) Corredor 4.

(e) Corredor 5.

(f) Corredor 6.

(g) Corredor 7.

(h) Corredor 8.

(i) Corredor 9.

Figura 38 – Grupo de treinamento irregular

(a) Corredor 10.

(b) Corredor 11.

(c) Corredor 12.

(d) Corredor 13.

(e) Corredor 14.

(f) Corredor 15.

(g) Corredor 16.

(h) Corredor 17.

APÊNDICE E – DISTRIBUIÇÃO DAS
BANDAS LF, HF, LF/HF E NLF OBTIDO
ATRAVÉS DO MODELO
AUTORREGRESSIVO, PARA TODOS OS
CORREDORES

Figura 39 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 1

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 40 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 2

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 41 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 3

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 42 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 4

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 43 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 5

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 44 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 6

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 45 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 7

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 46 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 8

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 47 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 9

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 48 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 10

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 49 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 11

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 50 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 12

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 51 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 13

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 52 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 14

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 53 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 15

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 54 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 16

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

Figura 55 – Distribuição de potência ao longo do tempo para o Corredor 17

(a) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda LF.

(b) Distribuição de potência ($\ln(ms^2)$) para a banda HF.

(c) Logaritmo natural da razão LF/HF.

(d) Distribuição de potência normalizada da banda LF.

APÊNDICE F – CÓDIGO DE ANÁLISE - CARDIOVAR

```

1
2 % Programa CardioVar - Analise da Variab. da Frequencia
   Cardiaca
3 % Criado por: Felipe Person Malta - Mestrado em Engenharia
   Mecanica
4 % Local: Escola Politecnica da Universidade de Sao Paulo
5
6
7
8 [file,path] = uigetfile({'*.txt','Normal text file';...
9 '*..*','All Files (*.*)'},'Select a File');
10 if isequal(file,0)
11 disp('Escolha Outro Arquivo');
12 else
13
14 disp('Arquivo Carregado');
15
16 %%%% ---- PACIENTE ---- %%%%
17 [Subject.RRintervalo] = textread (file);
18 Subject.Nome = 'Teste'; %Colocar o nome do paciente
19 Subject.Classe = 'T'; %Colocar grupo de Classificacao
20 Subject.Posicao = '1'; %Colocar indice do teste
21 Subject.tIniEx = 8; %[minutos] Tempo que ocorreu o inicio do
   exercicio
22 Subject.vIniEx = 10.5; %[km/h] Velocidade na qual iniciou-se
   o exercicio
23 Subject.tRecEx = 47; %[minutos] Tempo que ocorreu o inicio da
   recuperacao
24 Subject.limSupLA = 13; %[minutos] Tempo que ocorreu o 1o
   limiar
25 Subject.limInfLA = Subject.limSupLA-1;
26 Subject.limSupPCR = 22; %[minutos] Tempo que ocorreu o 2o
   limiar

```

```

27 Subject.limInfPCR = Subject.limSupPCR-1;
28 Subject.DateTime = string(datetime); %Data de execucao da
    analise
29
30
31 %%% ---- WAVELET TRANSFORM ---- %%%
32
33 %%% ---- REAMOSTRAGEM ---- %%%
34 WT.FreqResample = 4; %[hertz]Quantidade de Hertz para fazer o
    resample
35 WT.typeInterp = 'cubic'; %Tipo de interpolacao a ser feita
36
37
38 % ---- Valores das Frequencias para Variabilidade ---- %
39 WT.FreqLim_ULF = 0.003; %Ultra Low Frequency <= 0,003Hz
40 WT.FreqLim_VLF = 0.04; %Very Low Frequency 0,003 < VLF < 0,04
    Hz
41 WT.FreqLim_LF = 0.15; %Low Frequency 0,04 < LF <= 0,15 Hz
42 WT.FreqLim_HF = 0.4; %High Frequency 0,15 < HF < 0,4 Hz
43
44 %%% ---- JANELA ---- %%%
45 WT.typeWindow = 'hann'; %Tipo de janela
46 WT.timeHann = 300; %[segundos] Quantidade de tempo para a
    janela Hann
47 WT.timeWindow = 30; %[segundos] Quantidade de tempo de cada
    janela
48 WT.Npts = 1024; %Quantidade de pontos dentro da janela
49
50 %%% ---- DADOS ADICIONAIS ---- %%%
51 WT.ordemAR = 18; %Ordem do modelo AR
52 WT.maxfreq = 1; %Maxima Frequencia permitida (Recomendado =
    1)
53
54 %%-----%%
55
56 %%% ---- ANALISE ---- %%%
57 Data.Filtro = Filter(Subject.RRintervalo,Subject.Nome,Subject
    .RRintervalo);
58 Data.SD1 = Poincare(Data.Filtro,Data.Filtro,Subject.Nome);

```

```

59 Data.SD2 = PoincareSD2(Data.Filtro,Data.Filtro,Subject.Nome);
60 Data.WT = Wavelet(Subject.Nome,Subject.Classe,Subject.Posicao
    ,...
61 Subject.tIniEx,Subject.vIniEx,Subject.tRecEx,...
62 Subject.limSupLA,Subject.limInfLA,Subject.limSupPCR,...
63 Subject.limInfPCR,Subject.DateTime,Subject.RRintervalo,...
64 Data.Filtro,WT.FreqResample,WT.ordemAR,WT.timeWindow,...
65 WT.Npts,WT.FreqResample,WT.FreqLim_VLF,WT.FreqLim_LF,...
66 WT.FreqLim_HF,WT.maxfreq,WT.typeInterp);
67
68 end
69
70 %% Graficos
71 answerGraf = questdlg('Deseja fazer os Graficos?', ...
72 'Graficos', ...
73 'Sim','Nao','Sim');
74
75 switch answerGraf
76
77
78 case 'Sim'
79
80 csastruct = Data.WT;
81 str = {'Selezione Quais'; 'Graficos Construir'};
82 list = {'Espectrograma'; 'Tacograma/Polinomio'; 'High Frequency
    '};...
83 'Low Frequency'; 'LF/HF'; 'LFnorm.'};
84
85 result = listdlg('PromptString',str,'ListSize', ...
86 [150 150],'ListString',list,'SelectionMode','single');
87
88 disp(result);
89
90 if result == 1
91
92 fig= figure ( 'Name', Data.WT.Name, 'NumberTitle', 'off');
93
94 set(gcf, 'OuterPosition', [0 0 1366 768]);
95

```

```
96 s1 = subplot(2,1,1);
97
98 plot(csastruct.tk/60,csastruct.RR)
99 ylabel('Intervalo R-R (ms)'),...
100 title('Tacograma Interpolado com Splines Cubicas')
101
102 ColorLA = [0.7 .45 .1];
103 ColorPCR = 'm';
104
105 xPosLA = csastruct.limInfLA;
106 xPosLA2 = csastruct.limSupLA;
107 xPosPCR = csastruct.limSupPCR;
108 xPosPCR2 = csastruct.limInfPCR;
109 yPosRR = max(csastruct.RR)-100;
110 yPosRR2 = max(csastruct.RR)-77;
111 yPosAR = 0.35;
112 yPosAR2 = 0.358;
113
114 xPosFreq = max(csastruct.tk/60)-2.5;
115 yPosVLF = csastruct.vlf-0.014;
116 yPosLF = csastruct.lf-0.014;
117
118 Fontsize = 13.5;
119 FontsizeF = 9;
120
121 txtLA = 'LV_{1} \rightarrow';
122 txtLA2 = '\leftarrow';
123 txtPCR = '\leftarrow LV_{2}';
124 txtPCR2 = '\rightarrow';
125
126 txtVLF = 'VLF';
127 txtLF = 'LF';
128
129 text(xPosLA,yPosRR,txtLA,'HorizontalAlignment',...
130 'right','FontSize',Fontsize)
131 text(xPosLA2,yPosRR2,txtLA2,'FontSize',Fontsize)
132 text(xPosPCR,yPosRR,txtPCR,'FontSize',Fontsize)
133 text(xPosPCR2,yPosRR2,txtPCR2,'HorizontalAlignment',...
134 'right','FontSize',Fontsize)
```



```

135
136 x2=[csastruct.LimLA];x2=[x2;x2];
137 y2=[0;2000];
138 y2=[y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2];
139 set(line(x2,y2),'color',ColorLA, 'Linestyle',...
140 ':', 'Linewidth',0.5);
141 xx=[csastruct.limInfLA,csastruct.limSupLA];xx=[xx;xx];
142 yy=[0;2000];yy=[yy,yy];
143 set(line(xx,yy),'color',ColorLA, 'Linestyle',...
144 '-', 'Linewidth',1.5);
145
146 x=[csastruct.LimPCR];x=[x;x];
147 y=[0;2000];
148 y=[y,y,y,y,y,y,y,y,y,y];
149 set(line(x,y),'color',ColorPCR, 'Linestyle',...
150 ':', 'Linewidth',0.5);
151 xx=[csastruct.limInfPCR,csastruct.limSupPCR];xx=[xx;xx];
152 yy=[0;2000];yy=[yy,yy];
153 set(line(xx,yy),'color',ColorPCR, 'Linestyle',...
154 '-', 'Linewidth',1.5);
155
156 tIniEx = Data.WT.tIniEx;
157 vIniEx = Data.WT.vIniEx;
158 tRecEx = Data.WT.tRecEx;
159 tEx(1) = tIniEx;
160 vEx(1) = vIniEx;
161
162 for i= 1:floor((tRecEx-tIniEx)/4)+1
163
164
165 y = [0;2000];
166 x = [tEx(i);tEx(i)];
167 set(line(x,y),'color','k','Linestyle',':','Linewidth',1.5);
168 tEx(i+1) = tEx(i) + 4;
169
170 end
171
172 for i= 1:ceil((tRecEx-tIniEx)/4)
173 yPosVelRR = 100;

```

```

174 vEx(i+1) = vEx(i) + 1;
175 vel = [num2str(vEx(i)), 'km/h'];
176 if tEx(i+1)<tRecEx
177 xPosVelRR(i+1) = tEx(i+1)-2;
178 text(xPosVelRR(i+1),yPosVelRR,vel,...
179 'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
180 else
181 xPosVelRR(i+1) = tEx(i)+(tRecEx-tEx(i))/2;
182 text(xPosVelRR(i+1),yPosVelRR,vel,...
183 'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
184 end
185 end
186
187
188 y = [0;2000];
189 x = [tRecEx;tRecEx];
190 set(line(x,y),'color','k','Linestyle',':', 'Linewidth',1.5)
191 ;
192
193
194 Rec = 'Recuperacao';
195
196 text(csastruct.tk(end)/60+(tRecEx-csastruct.tk(end)/60)/2,...
197 yPosVelRR,Rec,'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
198
199
200 Aquec = 'Repouso & Aquec.';
201
202 text(tIniEx/2,yPosVelRR,Aquec,'HorizontalAlignment',...
203 'center','FontSize',10)
204
205
206
207 axis([0 csastruct.tk(end)/60 0 max(csastruct.RR)+100]);
208 set(gca,'XMinorTick','on')
209
210
211 s2 = subplot(2,1,2);
212
213 logtvar = log10(csastruct.TVAR);
214 logtvar(104:end,1:end)=0;
215 imagesc(csastruct.T,csastruct.F(1:104),logtvar(1:104,1:end));

```

```

212 set(gca,'YDir','normal')
213 colormap(jet)
214 s2Pos = get(s2,'position');
215 hb = colorbar('location','eastoutside');
216 set(s2,'position',s2Pos);
217 %colorbar
218 ylabel('Frequencia (Hz)'),
219 title('Espectrograma Auto-Regressivo');
220
221 text(xPosLA,yPosAR,txtLA,'HorizontalAlignment',...
222 'right','FontSize',FontSize)
223 text(xPosLA2,yPosAR2,txtLA2,'FontSize',FontSize)
224 text(xPosPCR,yPosAR,txtPCR,'FontSize',FontSize)
225 text(xPosPCR2,yPosAR2,txtPCR2,'HorizontalAlignment',...
226 'right','FontSize',FontSize)
227
228 text(xPosFreq,yPosVLF,txtVLF,'FontSize',FontSizeF)
229 text(xPosFreq,yPosLF,txtLF,'FontSize',FontSizeF)
230
231 x=[csastruct.T(1);csastruct.T(end)];x=[x,x,x];
232 y=[csastruct.vlf,csastruct.lf,csastruct.hf];y=[y;y];
233 z=[max(logtvar(:))];z=[z,z,z;z,z,z];
234 set(line(x,y,z),'color',[0 0 0]);
235
236 x2=[csastruct.LimLA];x2=[x2;x2];
237 y2=[0;2000];
238 y2=[y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2];
239 set(line(x2,y2),'color',ColorLA,'Linestyle',...
240 ':','Linewidth',0.5);
241 xx=[csastruct.limInfLA,csastruct.limSupLA];xx=[xx;xx];
242 yy=[0;2000];yy=[yy,yy];
243 set(line(xx,yy),'color',ColorLA,'Linestyle',...
244 '-','Linewidth',1.5);
245
246 x1=[csastruct.LimPCR];x1=[x1;x1];
247 y1=[0;2000];
248 y1=[y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1];
249 set(line(x1,y1),'color',ColorPCR,'Linestyle',...
250 ':','Linewidth',.5);

```

```

251 xx=[csastruct.limInfPCR,csastruct.limSupPCR];xx=[xx;xx];
252 yy=[0;2000];yy=[yy,yy];
253 set(line(xx,yy),'color',ColorPCR, 'Linestyle',...
254 '-', 'Linewidth',1.5);
255
256 for i= 1:floor((tRecEx-tIniEx)/4)+1
257
258 y = [0;2000];
259 x = [tEx(i);tEx(i)];
260 set(line(x,y),'color','k','Linestyle',':', 'Linewidth',1.5);
261 tEx(i+1) = tEx(i) + 4;
262
263 end
264
265 y = [0;2000];
266 x = [tRecEx;tRecEx];
267 set(line(x,y),'color','k', 'Linestyle', ':', 'Linewidth',1.5)
    ;
268
269 axis([0 csastruct.T(end) 0 0.4]);
270 view(0,90);
271 set(gca,'XMinorTick', 'on')
272 xlabel('Tempo (min)')
273
274 answerSave2 = questdlg('Deseja Salvar?', ...
275 'Salvar Grafico', ...
276 'Sim','Nao','Nao');
277
278 switch answerSave2
279
280 case 'Sim'
281 print(fig, strcat('(' ,csastruct.Classe,')',...
282 '-', csastruct.Posicao, '-', 'Espec'), '-dpng')
283 end
284 end
285
286 if result == 2
287
288 figure ( 'Name', csastruct.Name, 'NumberTitle', 'off')

```

```

289
290 subplot(2,1,1)
291
292 ylabel('Intervalo R-R (ms)')
293
294 plot(csastruct.tk/60,csastruct.RR','k-',...
295 csastruct.tksplines/60,csastruct.Pol20,'r-')
296
297 axis([0 csastruct.tk(end)/60 0 max(csastruct.RR)+100]);
298
299 subplot(2,1,2)
300
301 ylabel('Intervalo R-R (ms)')
302 plot(csastruct.tksplines/60,...
303 csastruct.RRsplines-csastruct.Pol20,'k-')
304
305 axis([0 csastruct.tk(end)/60 ...
306 min(csastruct.RRsplines-csastruct.Pol20)-30 ...
307 max(csastruct.RRsplines-csastruct.Pol20)+30]);
308
309 set(gca,'XMinorTick','on')
310 xlabel('Tempo (min)')
311
312 end
313
314 if result == 3
315
316 figHF = figure;
317 set(gcf,'OuterPosition',[0 0 1366 768]);
318 plot(csastruct.T,log(csastruct.aahf),'Marker',...
319 'none','Color','k')
320
321 ylabel('HF ln(ms^2)')
322 set(gca,'XMinorTick','on')
323
324 yRangeHFinf = min(log(csastruct.aahf))-2;
325 yRangeHFsuf = max(log(csastruct.aahf))+2;
326
327

```

```

328 x2=[csastruct.LimLA];x2=[x2;x2];
329 y2=[yRangeHFinf;yRangeHFsup];
330 y2=[y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2];
331 set(line(x2,y2),'color',ColorLA, 'Linestyle',...
332 ':', 'Linewidth',0.5);
333 xx=[csastruct.limInfLA,csastruct.limSupLA];xx=[xx;xx];
334 yy=[yRangeHFinf;yRangeHFsup];yy=[yy,yy];
335 set(line(xx,yy),'color',ColorLA, 'Linestyle',...
336 '-', 'Linewidth',1.5);
337
338 x1=[csastruct.LimPCR];x1=[x1;x1];
339 y1=[yRangeHFinf;yRangeHFsup];
340 y1=[y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1];
341 set(line(x1,y1),'color',ColorPCR, 'Linestyle',...
342 ':', 'Linewidth',.5);
343 xx=[csastruct.limInfPCR,csastruct.limSupPCR];xx=[xx;xx];
344 yy=[yRangeHFinf;yRangeHFsup];yy=[yy,yy];
345 set(line(xx,yy),'color',ColorPCR, 'Linestyle',...
346 '-', 'Linewidth',1.5);
347
348 for i= 1:floor((tRecEx-tIniEx)/4)+1
349
350
351 y = [yRangeHFinf;yRangeHFsup];
352 x = [tEx(i);tEx(i)];
353 set(line(x,y),'color','k','Linestyle',':','Linewidth',1.5);
354 tEx(i+1) = tEx(i) + 4;
355
356 end
357
358 y = [yRangeHFinf;yRangeHFsup];
359 x = [tRecEx;tRecEx];
360 set(line(x,y),'color','k', 'Linestyle', ':', 'Linewidth',1.5)
361 ;
362
363 for i= 1:ceil((tRecEx-tIniEx)/4)
364 yPosVelRR = yRangeHFinf+0.5;
365 vEx(i+1) = vEx(i) + 1;
366 vel = [num2str(vEx(i)),'km/h'];

```

```

366 if tEx(i+1)<tRecEx
367 xPosVelRR(i+1) = tEx(i+1)-2;
368 text(xPosVelRR(i+1),yPosVelRR,vel,...
369 'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
370 else
371 xPosVelRR(i+1) = tEx(i)+(tRecEx-tEx(i))/2;
372 text(xPosVelRR(i+1),yPosVelRR,vel,...
373 'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
374 end
375 end
376
377 Rec = 'Recuperacao';
378
379 text(csastruct.tk(end)/60+(tRecEx-csastruct.tk(end)/60)/2,...
380 yPosVelRR,Rec,'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
381
382 text(tIniEx/2,yPosVelRR,Aquec,'HorizontalAlignment',...
383 'center','FontSize',10)
384
385 axis([0 csastruct.tk(end)/60 yRangeHFinf yRangeHFsup]);
386
387 xlabel('Tempo [min]')
388
389 answerSave2 = questdlg('Deseja Salvar?', ...
390 'Salvar Grafico', ...
391 'Sim','Nao','Nao');
392
393 switch answerSave2
394
395 case 'Sim'
396 print(figHF, strcat('(' , csastruct.Classe, ')', ...
397 '-', csastruct.Posicao, '-', 'HF'), '-dpng')
398 end
399 end
400
401
402 if result == 4
403
404 figLF = figure;

```

```

405
406 set(gcf, 'OuterPosition', [0 0 1366 768]);
407 plot(csastruct.T, log(csastruct.aalf), 'Marker', ...
408 'none', 'Color', 'k')
409 ylabel('LF ln(ms^2)')
410 set(gca, 'XMinorTick', 'on')
411 yRangeLFinf = min(log(csastruct.aalf))-2;
412 yRangeLFsup = max(log(csastruct.aalf))+2;
413
414
415 x2=[csastruct.LimLA]; x2=[x2;x2];
416 y2=[yRangeLFinf;yRangeLFsup];
417 y2=[y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2];
418 set(line(x2,y2), 'color', ColorLA, 'Linestyle', ...
419 ':', 'Linewidth', 0.5);
420 xx=[csastruct.limInfLA, csastruct.limSupLA]; xx=[xx;xx];
421 yy=[yRangeLFinf;yRangeLFsup]; yy=[yy,yy];
422 set(line(xx,yy), 'color', ColorLA, 'Linestyle', ...
423 '-', 'Linewidth', 1.5);
424
425 x1=[csastruct.LimPCR]; x1=[x1;x1];
426 y1=[yRangeLFinf;yRangeLFsup];
427 y1=[y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1];
428 set(line(x1,y1), 'color', ColorPCR, 'Linestyle', ...
429 ':', 'Linewidth', .5);
430 xx=[csastruct.limInfPCR, csastruct.limSupPCR]; xx=[xx;xx];
431 yy=[yRangeLFinf;yRangeLFsup]; yy=[yy,yy];
432 set(line(xx,yy), 'color', ColorPCR, 'Linestyle', ...
433 '-', 'Linewidth', 1.5);
434
435 for i= 1:floor((tRecEx-tIniEx)/4)+1
436
437
438 y = [yRangeLFinf;yRangeLFsup];
439 x = [tEx(i);tEx(i)];
440 set(line(x,y), 'color', 'k', 'Linestyle', ':', 'Linewidth', 1.5);
441 tEx(i+1) = tEx(i) + 4;
442
443 end

```



```

444
445 y = [yRangeLFinf;yRangeLFsup];
446 x = [tRecEx;tRecEx];
447 set(line(x,y),'color','k','Linestyle',':', 'Linewidth',1.5)
    ;
448
449 for i= 1:ceil((tRecEx-tIniEx)/4)
450 yPosVelRR = yRangeLFinf+0.5;
451 vEx(i+1) = vEx(i) + 1;
452 vel = [num2str(vEx(i)),'km/h'];
453 if tEx(i+1)<tRecEx
454 xPosVelRR(i+1) = tEx(i+1)-2;
455 text(xPosVelRR(i+1),yPosVelRR,vel,...
456 'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
457 else
458 xPosVelRR(i+1) = tEx(i)+(tRecEx-tEx(i))/2;
459 text(xPosVelRR(i+1),yPosVelRR,vel,...
460 'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
461 end
462 end
463
464 Rec = 'Recuperacao';
465
466 text(csastruct.tk(end)/60+(tRecEx-csastruct.tk(end)/60)/2,...
467 yPosVelRR,Rec,'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
468 text(tIniEx/2,yPosVelRR,Aquec,'HorizontalAlignment',...
469 'center','FontSize',10)
470
471 axis([0 csastruct.tk(end)/60 yRangeLFinf yRangeLFsup]);
472
473 xlabel('Tempo [min]')
474
475 answerSave2 = questdlg('Deseja Salvar?', ...
476 'Salvar Grafico', ...
477 'Sim','Nao','Nao');
478
479 switch answerSave2
480
481 case 'Sim'

```

```

482 print(figLF, strcat('(' , csastruct.Classe , ')', ...
483 '- ', csastruct.Posicao , '- ', 'LF'), '-dpng')
484 end
485 end
486
487 if result == 5
488
489 figLFHF = figure;
490 set(gcf, 'OuterPosition', [0 0 1366 768]);
491 plot(csastruct.T, log(csastruct.rlfhf), 'Marker', ...
492 'none', 'Color', 'k')
493 ylabel('ln(LF/HF)')
494 set(gca, 'XMinorTick', 'on')
495
496 yRangeLFHFinf = min(log(csastruct.rlfhf))-2;
497 yRangeLFHFsup = max(log(csastruct.rlfhf))+2;
498
499
500 x2=[csastruct.LimLA]; x2=[x2;x2];
501 y2=[yRangeLFHFinf; yRangeLFHFsup];
502 y2=[y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2];
503 set(line(x2,y2), 'color', ColorLA, 'Linestyle', ...
504 ': ', 'Linewidth', 0.5);
505 xx=[csastruct.limInfLA, csastruct.limSupLA]; xx=[xx;xx];
506 yy=[yRangeLFHFinf; yRangeLFHFsup]; yy=[yy,yy];
507 set(line(xx,yy), 'color', ColorLA, 'Linestyle', ...
508 '- ', 'Linewidth', 1.5);
509
510 x1=[csastruct.LimPCR]; x1=[x1;x1];
511 y1=[yRangeLFHFinf; yRangeLFHFsup];
512 y1=[y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1];
513 set(line(x1,y1), 'color', ColorPCR, 'Linestyle', ...
514 ': ', 'Linewidth', .5);
515 xx=[csastruct.limInfPCR, csastruct.limSupPCR]; xx=[xx;xx];
516 yy=[yRangeLFHFinf; yRangeLFHFsup]; yy=[yy,yy];
517 set(line(xx,yy), 'color', ColorPCR, 'Linestyle', ...
518 '- ', 'Linewidth', 1.5);
519
520 for i= 1:floor((tRecEx-tIniEx)/4)+1

```

```

521
522
523 y = [yRangeLFHFfinf;yRangeLFHFsup];
524 x = [tEx(i);tEx(i)];
525 set(line(x,y),'color','k', 'Linestyle',...
526 ':', 'Linewidth',1.5);
527 tEx(i+1) = tEx(i) + 4;
528
529 end
530
531 y = [yRangeLFHFfinf;yRangeLFHFsup];
532 x = [tRecEx;tRecEx];
533 set(line(x,y),'color','k', 'Linestyle', ':', 'Linewidth',1.5)
    ;
534
535 for i= 1:ceil((tRecEx-tIniEx)/4)
536 yPosVelRR = yRangeLFHFfinf+0.5;
537 vEx(i+1) = vEx(i) + 1;
538 vel = [num2str(vEx(i)),'km/h'];
539 if tEx(i+1)<tRecEx
540 xPosVelRR(i+1) = tEx(i+1)-2;
541 text(xPosVelRR(i+1),yPosVelRR,vel,...
542 'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
543 else
544 xPosVelRR(i+1) = tEx(i)+(tRecEx-tEx(i))/2;
545 text(xPosVelRR(i+1),yPosVelRR,vel,...
546 'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
547 end
548 end
549
550
551 Rec = 'Recuperacao';
552
553 text(csastruct.tk(end)/60+(tRecEx-csastruct.tk(end)/60)/2,...
554 yPosVelRR,Rec,'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
555 text(tIniEx/2,yPosVelRR,Aquec,'HorizontalAlignment',...
556 'center','FontSize',10)
557
558 axis([0 csastruct.tk(end)/60 yRangeLFHFfinf yRangeLFHFsup]);

```

```

559
560 xlabel('Tempo [min]')
561
562 answerSave2 = questdlg('Deseja Salvar?', ...
563 'Salvar Grafico', ...
564 'Sim','Nao','Nao');
565
566 switch answerSave2
567
568 case 'Sim'
569 print(figLFHF, strcat('(' , csastruct.Classe , ')', ...
570 '-', csastruct.Posicao , '-', 'LFHF'), '-dpng')
571 end
572 end
573
574 if result == 6
575
576 figLFn = figure;
577 set(gcf, 'OuterPosition', [0 0 1366 768]);
578 plot(csastruct.T, csastruct.anlf, 'Marker', 'none', 'Color', 'k
579
580 ylabel('LFn')
581 set(gca, 'XMinorTick', 'on')
582
583
584 x2=[csastruct.LimLA]; x2=[x2;x2];
585 y2=[0;1];
586 y2=[y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2,y2];
587 set(line(x2,y2), 'color', ColorLA, 'Linestyle', ...
588 ':', 'Linewidth', 0.5);
589 xx=[csastruct.limInfLA, csastruct.limSupLA]; xx=[xx;xx];
590 yy=[0;1]; yy=[yy,yy];
591 set(line(xx,yy), 'color', ColorLA, 'Linestyle', ...
592 '-', 'Linewidth', 1.5);
593
594 x1=[csastruct.LimPCR]; x1=[x1;x1];
595 y1=[0;1];
596 y1=[y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1,y1];

```

```

597 set(line(x1,y1),'color',ColorPCR, 'Linestyle',...
598 ':', 'Linewidth',.5);
599 xx=[csastruct.limInfPCR,csastruct.limSupPCR];xx=[xx;xx];
600 yy=[0;1];yy=[yy,yy];
601 set(line(xx,yy),'color',ColorPCR,'Linestyle',...
602 '-', 'Linewidth',1.5);
603
604 for i= 1:floor((tRecEx-tIniEx)/4)+1
605
606
607 y = [0;1];
608 x = [tEx(i);tEx(i)];
609 set(line(x,y),'color','k','Linestyle',':', 'Linewidth',1.5);
610 tEx(i+1) = tEx(i) + 4;
611
612 end
613
614
615 y = [0;1];
616 x = [tRecEx;tRecEx];
617 set(line(x,y),'color','k', 'Linestyle', ':', 'Linewidth',1.5)
618 ;
619
620 for i= 1:ceil((tRecEx-tIniEx)/4)
621 yPosVelRR = 0.05;
622 vEx(i+1) = vEx(i) + 1;
623 vel = [num2str(vEx(i)),'km/h'];
624 if tEx(i+1)<tRecEx
625 xPosVelRR(i+1) = tEx(i+1)-2;
626 text(xPosVelRR(i+1),yPosVelRR,vel,...
627 'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
628 else
629 xPosVelRR(i+1) = tEx(i)+(tRecEx-tEx(i))/2;
630 text(xPosVelRR(i+1),yPosVelRR,vel,...
631 'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
632 end
633
634 Rec = 'Recuperacao';

```

```

635
636 text(csastruct.tk(end)/60+(tRecEx-csastruct.tk(end)/60)/2,...
637 yPosVelRR,Rec,'HorizontalAlignment','center','FontSize',10)
638 text(tIniEx/2,yPosVelRR,Aquec,'HorizontalAlignment',...
639 'center','FontSize',10)
640
641 axis([0 csastruct.tk(end)/60 0 1]);
642 xlabel('Tempo [min]')
643
644 answerSave2 = questdlg('Deseja Salvar?', ...
645 'Salvar Grafico', ...
646 'Sim','Nao','Nao');
647
648 switch answerSave2
649
650 case 'Sim'
651 print(figLFn, strcat('(', csastruct.Classe, ')', '-', csastruct.
        Posicao, '-', 'LFn'), '-dpng')
652 end
653 end
654
655
656 end
657
658 %% Filtro
659 function [RRinterval] = Filter(RRinterval, Name, Original)
660
661 for i = 8:length(RRinterval)-5
662 n = 5; %Quantidade de pontos (antes e depois)
663 %Media anterior
664 for j = i-n : i-1
665 sum.neg(i) = mean(RRinterval(i-n:i-1),1);
666 end
667 %Media posterior
668 for k = i+1 : i+n
669 sum.pos(i) = mean(RRinterval(i+1:i+n),1);
670 end
671 %Media final
672 average.RR(i) = (sum.neg(i) + sum.pos(i))/2 ;

```

```

673 %Diferenca absoluta entre o valor real e a media final
674 difference(i) = abs(RRinterval(i) - average.RR(i));
675
676 %Condicao de substituicao dos dados
677 if difference(i) > 20.0
678 RRinterval(i) = round(average.RR(i));
679 end
680 end
681 %Criar arquivo .txt dos novos dados do filtro
682 Filtar.data = fopen(strcat(Name, '_Filtered_Interval', '.txt'),
        'w');
683 fprintf (Filtar.data, '%d\n', RRinterval);
684 fclose = (Filtar.data);
685 % %Locais onde ocorreram a substituicao
686 Location.difference = find(difference > 20);
687 %Criar arquivo .txt da localizacao dos dados modificados
688 Filtar.loc = fopen(strcat(Name, '_Filtered_Location', '.txt')
        , 'w');
689 fprintf (Filtar.loc, '%d\n', Location.difference);
690 fclose = (Filtar.loc);
691
692 %Inicio do tempo
693 RRtime.s = 0;
694 %Loop
695 for i = 1:length(Original)
696 RRtime.s(i+1) = RRtime.s(i) + Original(i);
697 RRtime.min(i) = RRtime.s(i)/60000;
698 end
699
700 %Criacao do arquivo .txt de tempo
701 Time = fopen(strcat(Name, '_RR', '.txt'), 'w');
702 fprintf (Time, '%d\n', RRtime.min);
703 fclose = (Time);
704
705 end
706
707 %% SD1
708 function SD1 = Poincare(RRinterval, Original, Name)
709

```

```
710 RRtime.s = 0;
711
712 for i = 1:length(Original)
713     RRtime.s(i+1) = RRtime.s(i) + Original(i);
714     RRtime.min(i) = RRtime.s(i)/60000;
715 end
716
717 SD1_points = 0;
718 number_points = 0;
719 j = 1;
720 Begin.zone(j) = 1;
721 Exercise_start = 1;
722 Exercise_end = length(RRinterval)-1;
723
724 for i = Exercise_start:Exercise_end
725
726     SD1_points = SD1_points + ((RRinterval(i)-RRinterval(i+1))^2)
        /2;
727     number_points = number_points + 1;
728
729     if RRtime.min(i) > Begin.zone(j)
730         Begin.zone(j+1) = Begin.zone(j) + 1;
731         Begin.i(j+1) = i;
732         SD1(j) = sqrt(SD1_points/(number_points-1));
733         SD1_points = 0;
734         number_points = 0;
735         j = j + 1;
736     end
737 end
738
739
740 %Criar arquivo .txt dos pontos SD1
741 Print = fopen(strcat(Name, '_SD1', '.txt') , 'w');
742 fprintf (Print, '%d\n',SD1);
743 fclose = (Print);
744 end
745
746 %% SD2
747 function SD2 = PoincareSD2(RRinterval,Original,Name)
```



```
748
749 RRtime.s = 0;
750 %Loop
751 for i = 1:length(Original)
752 RRtime.s(i+1) = RRtime.s(i) + Original(i);
753 RRtime.min(i) = RRtime.s(i)/60000;
754 end
755
756
757 SD2_points = 0;
758 number_points = 0;
759 j = 1;
760 Begin.zone(j) = 1;
761 Exercise_start = 1;
762 Exercise_end = length(RRinterval)-1;
763 Count = 0;
764 points = 0;
765 k = 1;
766 n = 1;
767
768
769 for m = 1:length(Original)
770
771 Count = Count + RRinterval(m);
772 points = points + 1;
773
774 if RRtime.min(m) > Begin.zone(k)
775 Begin.zone(k+1) = Begin.zone(k) + 1;
776 Begin.i(k+1) = m;
777 Avg(k) = Count/points;
778 points = 0;
779 Count = 0;
780 k = k + 1;
781 end
782 end
783
784
785 for i = Exercise_start:Exercise_end
786
```

```

787 if n < k
788
789 SD2_points = SD2_points + ((RRinterval(i)+...
790 RRinterval(i+1)-2*(Avg(n)))^2)/2;
791 number_points = number_points + 1;
792
793
794 if RRtime.min(i) > Begin.zone(j)
795 Begin.zone(j+1) = Begin.zone(j) + 1;
796 Begin.i(j+1) = i;
797 SD2(j) = sqrt(SD2_points/(number_points-1));
798 number_points = 0;
799 SD2_points = 0;
800 j = j + 1;
801 n = n + 1;
802 end
803 end
804 end
805
806
807 %Criar arquivo .txt dos pontos SD1
808 Print = fopen(strcat(Name, '_SD2', '.txt') , 'w');
809 fprintf (Print, '%10.4f\n',SD2);
810 fclose = (Print);
811
812 end
813
814 %% Wavelet Transform
815 function csastruct = Wavelet(Name,Classe,Posicao,tIniEx,
    vIniEx,tRecEx,...
816 limSupLA,limInfLA,limSupPCR,limInfPCR,Date,...
817 RRinterval,Filtered,fs,ordemAR,winlen,Npts,...
818 fsAR,vlf,lf,hf,maxfreq,typeInterp)
819
820 %Inicio do tempo
821 RRtime.ms = zeros(1, length(RRinterval)+1);
822
823 %Loop para calcular quanto tempo tem no total do exercicio
824 for i = 1:length(RRinterval)

```

```

825 RRtime.ms(i+1) = RRtime.ms(i) + RRinterval(i);
826 RRtime.s(i) = RRtime.ms(i)/1000;
827 RRtime.min(i) = RRtime.ms(i)/60000;
828 end
829
830
831 t_interp = RRtime.s(1):(1/fs):RRtime.s(end);
832 Interp = interp1(RRtime.s,Filtered,t_interp,typeInterp);
833
834
835 %interpola com splines e tira o DC
836 Ts = 1/fs;
837 time = t_interp;
838 hrv = Interp;
839 csastruct.RRsplines = hrv;
840 csastruct.tksplines = time;
841
842 %polinomio de grau 20 para atenuar os valores
843 pp = polyfit(time,hrv,20);
844 pol = polyval(pp,time);
845 hrv = hrv - pol;
846
847 %Filtro de Buttworht de 4a ordem
848 [m,n] = butter(4,[0.04 1]/(fs/2),'bandpass');
849
850
851 %numero de pontos no hrv, em cada PSD, nas janelas e tamanho
    do passo.
852 hrvlen = length(hrv);
853 PSDend = round(Npts/ ((fs/2)/maxfreq));
854 winlen = round(winlen*fs);
855 step = round(1/fsAR*fs);
856 wintvar = hanning(winlen);
857 winpsd = hanning(hrvlen);
858 TVAR=[]; %aloca os valores dos zeros
859 timefreqindexes=[];
860
861 Wbar = waitbar(0,'Please wait...');
862 for i=1:step:(hrvlen-winlen+1)

```

```

863 segmento = hrv(i:i+winlen-1)'.*wintvar;
864 pad = zeros(1,1024-length(segmento))';
865 segmento = vertcat(segmento,pad);
866 segmento = filter(m,n,segmento);
867
868 [A, variancia] = arburg(segmento,ordemAR);
869 [H,F] = freqz(1,A,Npts/2,fs);
870 cw = (1/length(segmento)) * sum(wintvar.^2);
871 PSD = 2*(abs(H).^2)*F(2)*variancia/(fs*cw);
872
873 TVAR=[TVAR,PSD(1:PSDend)];
874 [aavlf,aalf,aahf,aatotal,...
875 rlfhf,anlf,anhf]=espectralRR_calcula_areas(PSD,F,fs,vlf,lf,hf
    );
876 timefreqindexes=[timefreqindexes;aavlf,aalf,...
877 aahf,aatotal,rlfhf,anlf,anhf];
878 waitbar(i / (hrvlen-winlen+1))
879 end
880 close(Wbar)
881
882 [a,b]=size(TVAR);
883 timelength = time(end)-time(1);
884 steplength = (step /length(hrv)*timelength);
885 winlength = (winlen /length(hrv)*timelength);
886 T=((0:b-1)') * steplength +winlength/2) ;
887 T = T/60;
888
889 %calculo do PSD total
890 segmento=hrv'*.winpsd;
891 segmento = filter(m,n,segmento);
892
893 [A, variancia] = arburg(segmento,ordemAR);
894 [H,F] = freqz(1,A,Npts/2,fs);
895 cw = (1/length(segmento)) * sum(wintvar.^2);
896 psdtotal = 2*(abs(H).^2)*F(2)*variancia/(fs*cw);
897 [aavlf,aalf,aahf,aatotal,...
898 rlfhf,anlf,anhf]=espectralRR_calcula_areas(psdtotal,F,fs,vlf,
    lf,hf);
899

```

```

900 %areas de razao maior e menor que 1
901 deltaT=T(2)-T(1);
902 gt1=find(timefreqindexes(:,5)>1);
903 lt1=find(timefreqindexes(:,5)<1);
904 agt1 = sum( deltaT * (timefreqindexes(gt1,5)-1) );
905 alt1 = sum( deltaT * abs(1-timefreqindexes(lt1,5)) );
906 ragt1alt1 = agt1/alt1;
907
908 LimPCR = linspace(limInfPCR,limSupPCR,10);
909 LimLA = linspace(limInfLA,limSupLA,10);
910
911 csastruct.Date = Date;
912 csastruct.Name = Name;
913 csastruct.Classe = Classe;
914 csastruct.Posicao = Posicao;
915 csastruct.vlf = vlf;
916 csastruct.lf = lf;
917 csastruct.hf = hf;
918 csastruct.tIniEx = tIniEx;
919 csastruct.tRecEx = tRecEx;
920 csastruct.vIniEx = vIniEx;
921 csastruct.limInfLA = limInfLA;
922 csastruct.limSupLA = limSupLA;
923 csastruct.LimLA = LimLA;
924 csastruct.limInfPCR = limInfPCR;
925 csastruct.limSupPCR = limSupPCR;
926 csastruct.LimPCR = LimPCR;
927 csastruct.fs = fs;
928 csastruct.ordemAR = ordemAR;
929 csastruct.Npts = Npts;
930 csastruct.tk = RRtime.s ;
931 csastruct.RR = Filtered ;
932 csastruct.Pol20 = pol ;
933 csastruct.T = T;
934 csastruct.F = F;
935 csastruct.TVAR = TVAR;
936 csastruct.aavlf = timefreqindexes(:,1);
937 csastruct.aalf = timefreqindexes(:,2);
938 csastruct.aahf = timefreqindexes(:,3);

```

```
939 csastruct.aatotal = timefreqindexes(:,4);
940 csastruct.rlfhf = timefreqindexes(:,5);
941 csastruct.anlf = timefreqindexes(:,6);
942 csastruct.anhf = timefreqindexes(:,7);
943 csastruct.psd = psdtotal;
944 csastruct.psd_aavlf = aavlf;
945 csastruct.psd_aalf = aalf;
946 csastruct.psd_aahf = aahf;
947 csastruct.psd_aatotal = aatotal;
948 csastruct.psd_rlfhf = rlfhf;
949 csastruct.psd_anlf = anlf;
950 csastruct.psd_anhf = anhf;
951
952 save(strcat('(', csastruct.Classe, ')', '-', csastruct.Posicao, '-
    ', ...
953 csastruct.Name, '.mat'), 'csastruct')
954
955 end
```

Anexos

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FMUSP
INSTITUTO DE ORTOPEdia & TRAUMATOLOGIA
GRUPO DE MEDICINA DO ESPORTE/FIFA
LABORATÓRIO DE ESTUDOS DO MOVIMENTO/LIM 41 FMUSP
“excelência em diagnóstico, fitness e avaliação da performance”
TESTE CARDIOPULMONAR (ERGOESPIROMÉTRICO)
L A U D O

Nome: FC, 23a; 65.8 kg; 179 cm IMC = 20,5 kg/m² Data

05/02/2011

Indicação: Dr. Tiago Lazzaretti Fernandes

Corredor recreativo (Não profissional)

LIMIAR VENTILATÓRIO UM (LV₁) (limite inferior de treinamento aeróbio) 1º. LIMIAR LA

- 1) VO₂ = 34,1 ml/kg/min
- 2) FC = 169 bpm
- 3) %VO₂max = 62
- 4) Kcal/min = 11,0
- 5) **Veloc. = 10,0 km/h ou 167 m/min no 4'**
- 6) Escala Borg = 9 (Fácil)
- 7) QR (VCO₂/VO₂) = 0,86

LIMIAR VENTILATÓRIO DOIS (LV₂) (limite superior de treinamento aeróbio) 2º. LIMIAR PCR

- 1) VO₂ = 45,6 ml/kg/min
- 2) FC = 189 bpm
- 3) %VO₂max = 83
- 4) Kcal/min = 15,0
- 5) **Veloc. = 13,0 km/h ou 217 m/min no 1'**
- 6) Escala Borg = 14 (Quase Cansativo) **acidose metabólica descompensada (acúmulo de lactato)**
- 7) QR (VCO₂/VO₂) = 0,95

EXERCÍCIO MÁXIMO (PICO DO ESFORÇO) POTÊNCIA AERÓBIA MÁXIMA (VO₂max)

- 1) **Potência aeróbia max (VO₂max) = 55,1 ml/kg/min**
- 2) FC max. = 206 bpm (107%) Supramáximo
- 3) Kcal/min = 18,3
- 4) **Veloc. max. = 16,0 km/h ou 267 m/min**
- 5) Escala de Borg = 20 (Esforço Máximo)
- 6) QR = 1,00

INTERPRETAÇÃO:

* O teste é considerado máximo quando pelo menos três critérios são atingidos combinados com critérios subjetivos!

1) Teste máximo atingido pelos seguintes **critérios de validação**: a) pela escala de percepção subjetiva ao esforço de Borg atingindo valor **20**; b) pelo QR atingindo **1,00**; c) máximo pela resposta cronotrópica (FC) atingindo **107%** da FC predita para a idade e 4) VO₂max pelo atingido pelo seguinte **critério de validação**: o VO₂ não aumentou mais que **2,0 ml/kg/min** com aumento da intensidade entre 5% e 10% no esforço máximo; Além disso, o avaliado apresentou intensa hiperventilação, sudorese intensa e rubor facial, características de esforço máximo.

2) A potência aeróbia máxima ou o consumo máximo de oxigênio (VO₂max), que caracteriza a capacidade máxima pulmonar de captação de oxigênio (fôlego máximo) do ar atmosférico foi de **55,1 ml/kg/min** e é considerada **EXCELENTE** para a idade pela tabela de classificação da aptidão cardiorrespiratória e metabólica do Cooper Institute for Aerobics Research para não atletas.

3) Sugerimos que o treinamento aeróbio seja realizado entre os limites de velocidade do LV₁ e LV₂, pois o componente lento do consumo de oxigênio (VO₂) submáximo em direção ao VO₂máximo será diminuído e, por conseguinte aumentará a cinética de O₂, aumentando a eficiência do metabolismo aeróbio, ou seja, nos treinamentos contínuos não ultrapassar a velocidade do LV₂.

Método de corrida contínua extensiva aeróbia (Treino aeróbio moderado): duração entre **60 e 90 min** e a intensidade deve ficar entre 80% e 90% da velocidade de corrida verificada no LV₂, **13 km/h, ou seja, 10,4 km/h a 11,7 km/h ou 5'46" a 5'07"** por km percorrido;

Método de corrida contínua intensiva aeróbia (treino aeróbio intenso): duração entre **30 e 60 min** e a intensidade deve ficar entre 91% e 97% da velocidade de corrida verificada no LV₂, **13 km/h, ou seja, 11,8 km/h a 12,6 km/h ou 5'04" a 4'45"** por km percorrido;

Obs. Teste realizado no analisador metabólico de troca gasosa respiração-a-respiração MEDGRAPHICS, EUA.

Dr. Paulo Roberto Santos – Silva, PhD
Fisiologista do Exercício/FIFA
MEDICINA ESPORTIVA – I O T/HCFMUSP
E – mail: fisiologistahc@uol.com.br
Fone (11) 9998 25 91 CEL
Fone (11) 3069 6041 LEM-IOT

IOT – UM CENTRO DE EXCELÊNCIA DA FIFA !