



FCDEF FACULDADE DE CIÊNCIAS DO
DESPORTO E EDUCAÇÃO FÍSICA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA EM ATLETAS DE B.T.T.

Eurico Miguel Fial Teixeira Ribeiro

Junho, 2012



FCDEF FACULDADE DE CIÊNCIAS DO
DESPORTO E EDUCAÇÃO FÍSICA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA EM ATLETAS DE B.T.T.

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra, com vista à obtenção do grau de Mestre em Biocinética.

Orientador: Professora Doutora Paula Tavares

Co-orientador: Professor Doutor Fontes Ribeiro

Eurico Miguel Fial Teixeira Ribeiro

Junho, 2012

Aos meus pais e Carla Amado.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra por proporcionar a realização da presente dissertação.

Aos Professores, Professora Doutora Paula Cristina Vaz Bernardo Tavares, e Professor Doutor Carlos Alberto Fontes Ribeiro, meus orientadores, pelo apoio e orientação científica durante a execução da dissertação.

Aos atletas Bruno Carreira, Dominique Caldeira, Francisco Carvalho, Gonçalo Azambujo, João Palhinha, Pedro Morgado, Rafael Assunção, Vítor Oliveira e Vasco Pereira pela disponibilidade e colaboração na recolha de dados.

Ao meu irmão Mestre Luís Ribeiro, Engenheiro Investigador da Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra, pela ajuda incondicional, apoio e conselhos na elaboração da dissertação.

À Técnica Superior Dr.^a Fátima Rosado pela colaboração e prontidão na recolha de dados.

À Dr.^a Carina S. pela sua disponibilidade e colaboração nos esclarecimentos estatísticos.

Aos meus colegas de mestrado pelo encorajamento e pela partilha de experiências profissionais.

Os meus sinceros agradecimentos a todos os que permitiram de uma forma direta e indireta a realização da presente dissertação. Muito obrigado.

LISTA DE ABREVIATURAS

BF – Massa gorda

BCM – Massa de células corporais

bpm – Batimentos por minuto

b.t.t. – Bicicleta todo o terreno

BIA – Impedância bio elétrica

ECG – Eletrocardiograma

ECW – Água extracelular

EST – Estatura

FFM – Massa livre de gordura

HF – Alta frequência

HF_{nu} – Alta frequência normalizada

ICW – água intracelular

IMC – Índice de massa corporal

LAB – Laboratório

LF – Baixa frequência

LF_{nu} – Baixa frequência normalizada

LF/HF – Rácio baixa/alta frequência

M – Massa

MEANRR – Média dos intervalos entre batimentos

PANC – Perímetro da anca

PCINT – Perímetro da cintura

PhA – Ângulo de fase

pNN50 – Percentagem de intervalos RR normais que diferem em mais de 50 milissegundos do seu adjacente.

REC – Recuperação

RMSSD – Raiz quadrada da soma das diferenças sucessivas entre intervalos RR normais adjacentes ao quadrado

RR – Intervalo entre batimentos

R_z – Resistência

SD₁ – Variabilidade de curta duração

SD₂ – Variabilidade de longa duração

SDANN – Desvio padrão da média dos intervalos entre batimentos durante 5 minutos

SDNNi – Média do desvio padrão dos intervalos entre batimentos durante 5 minutos

STDHR – Desvio padrão da média do número de batimentos por minuto

STDRR – Desvio padrão dos intervalos entre batimentos

TBW – água corporal total

TP – Somatório de todas as frequências

ULF – Frequência ultra baixa

VFC – Variabilidade da frequência cardíaca

VLF – Frequência muito baixa

VO_{2max} – Consumo máximo de oxigénio

X_c – Reatância.

XCM - Maratonas

XCO – Cross-Country

Z - Impedância

RESUMO

A prática de ciclismo, na variante b.t.t., à semelhança de outras modalidades desportivas aeróbias, prima pela elevada exigência física, principalmente cardiovascular. Até ao momento, desconhece-se a correlação entre a prática recorrente da presente modalidade em intensidades máximas e possíveis agressões ao sistema cardiovascular.

Desta forma, o objetivo do presente trabalho é avaliar a função autonómica e riscos cardiovasculares inerentes à prática de ciclismo na variante b.t.t. Assim pretende-se avaliar e analisar igualmente a função autonómica com recurso à variabilidade da frequência cardíaca, risco cardiovascular com recurso à frequência cardíaca e ao indicador de obesidade relação perímetro cintura/anca.

No presente estudo participaram 10 atletas masculinos ciclistas de b.t.t., com idades compreendidas entre os 18 e 31 anos de idade. Foi realizada a avaliação da composição corporal da amostra em estudo incluindo a relação perímetro cintura/anca, seguida do registo da frequência cardíaca com recurso a cardiofrequencímetro. Os protocolos foram aplicados em situação laboratorial com teste submáximo (tapete rolante) seguida da situação de campo (com recurso a bicicleta de b.t.t.) com teste máximo.

Foi analisada a variação da frequência cardíaca 1 minuto após o término do exercício. A variação da frequência cardíaca após exercício determinou um decréscimo acentuado da mesma com $44,90 \pm 10,39$ bpm na situação laboratorial, e $57,60 \pm 12,23$ bpm na situação de campo. Em ambas as situações, o estudo revelou recuperações cardíacas bastante superiores ao considerado risco cardiovascular, dado que o Colégio Americano de Medicina Desportiva estabelece ausência de risco cardiovascular em recuperações cardíacas superiores a 20 bpm. Com base nestes resultados, podemos afirmar que não existe risco de mortalidade e morte súbita. O índice de massa corporal da amostra não apresenta igualmente fator de risco cardiovascular. Em consonância com este facto, o indicador de obesidade relação perímetro cintura/anca é inferior ao estipulado como risco cardiovascular.

Neste estudo, o principal objetivo era avaliar a função autonómica e riscos cardiovasculares na prática de ciclismo na variante b.t.t. com recurso à variabilidade da frequência cardíaca. Foram observadas diferenças na análise da variabilidade da frequência cardíaca, com prevalência do MEANRR, RMSSD, STDRR e HF. Com base nesta, podemos afirmar que após término do exercício, ocorre uma rápida reativação parassimpática fazendo com que a frequência cardíaca decresça rapidamente, despistando desta forma risco de mortalidade e morte súbita. Foi possível observar um equilíbrio simpaticovagal durante os diferentes momentos de análise, sugerindo uma elevada modelação da função autonómica derivada da prática de ciclismo na variante b.t.t.

Apesar das diferenças interindividuais, conclui-se que a prática de ciclismo na variante b.t.t. induz um incremento na variabilidade da frequência cardíaca e rápido abaixamento da frequência cardíaca no 1º minuto após exercício submáximo e máximo. A prática da presente modalidade promove ainda uma diminuição considerável do tecido adiposo abdominal. Todos estes factos traduzem a redução de riscos cardiovasculares

PALAVRAS-CHAVE: variabilidade frequência cardíaca, risco cardiovascular, exercício físico aeróbio, sistema nervoso simpático/parassimpático, ciclismo-b.t.t.

ABSTRACT

Mountain cycling like other aerobic sports excels in high physical demand, especially cardiovascular. So far, it is unknown whether the correlation between the recurrent practice of this modality in intensities and possible attacks on the cardiovascular system.

Thus, the objective of this study is to evaluate the autonomic function and cardiovascular risks inherent in mountain cycling. So we intend to evaluate and analyze also the autonomic function using heart rate variability, cardiovascular risk using the heart rate and the indicator of obesity compared waist/hip circumference.

In the present study were involved 10 male cyclists biking athletes, aged between 18 and 31 years of age. It was evaluated body composition of the sample under study including the relation waist/hip perimeter, followed the registration of heart rate using the cardiofrequencímetro. The protocols were applied in laboratory situation with submaximal test (treadmill) followed by the field situation (using mountain bike) with maximum test.

We analyzed the variation in heart rate 1 minute after the exercise. The variation in heart rate after exercise caused a marked decrease of the same with 44.90 ± 10.39 beats per minute in the laboratory situation, and 57.60 ± 12.23 beats per minute in the field situation. In both situations, the study revealed cardiac recoveries substantially higher than the considered cardiovascular risk, as the American College of Sports Medicine establishes the absence of cardiovascular risk in recoveries in excess of 20 heart beats per minute. Based on these results, we can say that there is no risk of mortality and sudden death. The body mass index of the sample also shows no cardiovascular risk factor. In line with this, the index of obesity waist/hip circumference is lower than that stipulated as cardiovascular risk.

In this study, the main objective was to evaluate the autonomic function and cardiovascular risk in mountain cycling using the heart rate variability. Differences were observed in the analysis of heart rate variability with prevalence of MEANRR, RMSSD, and HF STDRR. Based on this, we can say that after termination of exercise, there is a rapid parasympathetic reactivation causing the heart rate decreases rapidly, dodging this way risk of mortality and sudden death. It was possible to observe a balance simpaticovagal during different times of analysis, suggesting a high modulation of autonomic function derived from cycling.

Despite interindividual differences, it is concluded that the variation in mountain cycling induces an increase in heart rate variability and rapid lowering of heart rate at 1 minute after submaximal and maximal exercise. The practice of the present method also promotes a substantial decrease in abdominal fat. All these facts reflect the reduction of cardiovascular risks.

KEYWORDS: heart rate variability, cardiovascular risk, aerobic exercise, autonomic nervous system, cycling, mountain cycling.

Lista de Abreviaturas	III
Resumo	V
Abstract	VI
ÍNDICE GERAL	VII
Índice de Tabelas	X
Índice de Gráficos	XI
Índice de Figuras	XII
INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO I	3
REVISÃO DA LITERATURA	4
1.1 Caracterização do ciclismo de b.t.t.	4
1.2 Caracterização fisiológica do ciclista de b.t.t.	4
1.3 Frequência cardíaca e estrutura cardíaca	5
1.4 Regulação da atividade cardíaca	6
1.5 Regulação intrínseca – atividade elétrica do coração	6
1.5.1 Nódulo sinusal (SA)	8
1.5.2 Potenciais de ação no músculo cardíaco	8
1.5.3 Mecanismo de ritmicidade do nódulo sinusal	9
1.5.4 Regulação extrínseca – controlo nervoso do coração	10
1.6 Variabilidade da frequência cardíaca	11
1.7 Métodos de avaliação da variabilidade da frequência cardíaca	12
1.7.1 Análise no domínio da frequência	13
1.7.2 Análise no domínio do tempo	15
1.7.3 Métodos não-lineares	17
1.8 Análise da variabilidade da frequência cardíaca	17
CAPÍTULO II	21
OBJETIVOS	22
2.1 Objetivo geral do estudo	22
2.2 Objetivo específico do estudo	22
2.3 Hipóteses	23
CAPÍTULO III	24
METODOLOGIA	25
3.1 Caracterização e seleção da amostra	25
3.2 Desenho do estudo	25
3.3 Avaliação antropométrica	25
3.3.1 Massa Corporal	25
3.3.2 Estatura	25
3.3.3 Perímetro da anca	26

3.3.4 Perímetro da cintura	26
3.4 Procedimentos estatísticos	26
3.5 Momentos de registo da frequência cardíaca	26
3.6 Variáveis e domínios analisados	26
3.7 Avaliação composição corporal – bioimpedância	27
3.8 Registo da frequência cardíaca	28
3.9 Variação da frequência cardíaca – protocolo laboratorial	29
3.9.1 Protocolo do teste	29
3.10 Variação da frequência cardíaca – protocolo campo	30
3.10.1 Protocolo do teste	30
3.11 Análise da variabilidade da frequência cardíaca	30
CAPÍTULO IV	32
RESULTADOS	33
4.1 Avaliação corporal	33
4.2 Análise da frequência cardíaca	34
4.2.1 Frequência cardíaca basal e de repouso	34
4.2.2 Variação da frequência cardíaca na situação laboratorial e de campo	34
4.2.3 Recuperação cardíaca passiva	35
4.3 Análise da variabilidade da frequência cardíaca no domínio do tempo	36
4.3.1 Intervalo entre batimentos (MeanRR)	36
4.3.2 Desvio padrão dos intervalos entre batimentos (SDNN)	37
4.3.3 Raiz quadrada das diferenças da média dos intervalos entre batimentos (RMSSD)	38
4.3.4 Percentagem do número sucessivo de intervalos RR que diferem mais que 50 ms (PNN50)	39
4.3.5 Média do número de batimentos cardíacos por minuto (Mean HR)	40
4.3.6 Desvio padrão da média do número de batimentos cardíacos por minuto (STDHR)	41
4.4 Análise no domínio da frequência	42
4.4.1 Frequência muito baixa em valores absolutos (VLF)	42
4.4.2 Baixa frequência em valores normalizados (LF _{nu})	43
4.4.3 Alta frequência em valores normalizados (HF _{nu})	44
4.4.4 Rácio entre baixas e altas frequências (LF/HF)	45
4.4.5 Potência total das muito baixas, baixas e altas frequências (TP)	46
4.4.6 Variabilidade de curta duração (SD ₁)	47
4.4.7 Variabilidade de longa duração (SD ₂)	48
CAPÍTULO V	50
DISCUSSÃO	51
5.1 Composição corporal	51
5.2 Variação da frequência cardíaca	51
5.3 Variabilidade da frequência cardíaca	52
CAPÍTULO VI	57

CONCLUSÕES	58
CAPÍTULO VII	59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Definição dos índices no domínio do tempo da variabilidade da frequência cardíaca	16
Tabela 2 - Avaliação corporal da amostra estudada de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t	33
Tabela 3 - Valor médio da frequência cardíaca basal avaliada em 3 dias ao acordar	34
Tabela 4 - Valor médio da recuperação cardíaca passiva em ambas as situações de teste	35
Tabela 5 - Valor médio da recuperação cardíaca passiva em ambas as situações de teste durante 20'	35
Tabela 6 - Média dos intervalos entre batimentos	37
Tabela 7 - Valor médio do desvio padrão dos intervalos entre batimentos	38
Tabela 8 - Valor médio da raiz quadrada das diferenças da média dos intervalos entre batimentos.....	39
Tabela 9 - Valor médio da percentagem do número sucessivo de intervalos RR que diferem mais que 50 ms	40
Tabela 10 - Número médio de batimentos por minuto.....	41
Tabela 11 - Desvio padrão do número médio de batimentos por minuto	42
Tabela 12 - Frequência muito baixa em valores absolutos.....	43
Tabela 13 - Frequência baixa em valores normalizados	44
Tabela 14 - Alta frequência em valores normalizados	45
Tabela 15 - Rácio entre baixas e altas frequências	46
Tabela 16 - Potência total das muito baixas, baixas e altas frequências.....	47
Tabela 17 - Variabilidade de curta duração	48
Tabela 18 - Variabilidade de longa duração	49
Tabela 19 – Apresentação dos resultados obtidos através do treino em b.t.t.	55

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Avaliação corporal da amostra	33
Gráfico 2 - Linha de tendência do valor médio da recuperação cardíaca passiva em ambas as situações de teste..	36
Gráfico 3 - Média dos Intervalos entre batimentos na amostra	37
Gráfico 4 - Desvio padrão dos intervalos entre batimentos	38
Gráfico 5 - Raiz quadrada das diferenças da média dos intervalos entre batimentos	39
Gráfico 6 - Percentagem do número sucessivo de intervalos RR que diferem mais que 50 ms	40
Gráfico 7 - Número de batimentos cardíacos por minuto	41
Gráfico 8 - Desvio padrão do número de batimentos cardíacos por minuto	42
Gráfico 9 - Frequência muito baixa em valores absolutos	43
Gráfico 10 - Frequência baixa em valores normalizados	44
Gráfico 11 - Frequência alta em valores normalizados.....	45
Gráfico 12 - Rácio entre baixas e altas frequências	46
Gráfico 13 - Potência total das muito baixas, baixas e altas frequências	47
Gráfico 14 - Variabilidade de curta duração.....	48
Gráfico 15 - Variabilidade de longa duração	49

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Fases do ciclo cardíaco	6
Figura 2 - Localização das células autorítmicas e sistema de condução dos impulsos nervosos.....	7
Figura 3 - Eletrocardiograma com respetivas ondas PT e complexo QRS.....	8
Figura 4 - Potenciais de ação rítmicos de uma fibra de Purkinje e de uma fibra muscular ventricular.....	9
Figura 5 - Descarga rítmica de fibra do nódulo sinusal. Comparação do potencial de ação do nódulo sinusal com o da fibra muscular ventricular	10
Figura 6 - Efeitos da estimulação simpática e parassimpática sobre os potenciais de ação do nódulo sinusal	11
Figura 7 - Exemplo das medições da variabilidade da frequência cardíaca no domínio do tempo	14
Figura 8 - Ilustração das quatro principais faixas que compõem a potência	15
Figura 9 - Valores médios de frequência cardíaca e respetivos deltas para cada grupo de faixa etária estudado durante a fase de mudança de posição corporal na manobra postural ativa.....	18
Figura 10 - Controlo autonómico da frequência cardíaca em repouso e em exercício.....	19
Figura 11 - Posição dos elétrodos no membro superior (Elétrodo 1) e membro inferior (Elétrodo 2).	27
Figura 12 - Cardiofrequencímetro Polar ® S-810 utilizado durante os registos da frequência Cardíaca	28

INTRODUÇÃO

São muitas as histórias que nos contam que nas décadas de 40 e 50 alguns ciclistas já utilizavam bicicletas para percorrerem trilhos, porém sem a expressão e a explosão que ocorreu no final dos anos 70, nos trilhos das montanhas da Califórnia, nos Estados Unidos da América. Isto aconteceu quando, Charles Kelly, Jobst Brandt, Gary Fisher e outros começaram a frequentar os trilhos das montanhas da Califórnia, para encarar os trilhos e descer serra abaixo. Este tipo de bicicleta surgiu da necessidade de obter máquinas suficientemente robustas para superarem os obstáculos impostos pela natureza, principalmente nas enormes descidas das colinas da Califórnia, pelas quais os primeiros ciclistas se lançavam a grande velocidade. Como as bicicletas de estrada não estavam adequadas a este tipo de aventuras, começaram por adaptar a tradicional bicicleta do carteiro. Essas adaptações foram surgindo de forma artesanal, nas garagens dos mais aventureiros. Foi o princípio de uma indústria que hoje vive muito à custa da alta tecnologia.

O tempo foi passando e as provas de b.t.t. (bicicleta todo o terreno) começaram a proliferar possuindo igualmente uma estrutura organizativa do ponto de vista competitivo. A primeira a ser criada foi o Repack Downhill realizada em Mount Tamalpais na Califórnia, onde surgiram diversos atletas que marcaram o b.t.t. mundial como Ned Overend. E na junção das potencialidades de cada um, criaram a Mountain Bike (bicicleta de montanha), bicicleta destinada diretamente para o novo desporto. Todavia, a modalidade só cresceu quando Mike Syniard apostou neste novo desporto e nas suas potencialidades, criando a StumpJumper a primeira bicicleta de b.t.t. de sucesso comercial através da união com a Ritchey.

A par desta nova modalidade desportiva, o sector industrial, fez aparecer e desaparecer muitas empresas, que com toda a certeza deram o seu contributo para o crescimento do ciclismo de b.t.t. A cada ano que passava, novas inovações são anunciadas, fazendo dos acessórios de b.t.t. material de alta qualidade.

A nível de competição, o b.t.t. tem duas vertentes principais: Cross-Country (XCO) e Maratonas (XCM). Na vertente de "Maratonas", o objetivo é realizar um percurso em linha com distâncias não inferiores a 70-80 km, com acumulado de altimetrias elevado e cerca de 3-5 horas de duração, no menor tempo possível. Além de incluir todo o tipo de percursos e trilhos, toda a corrida é realizada em autonomia total, com dependência apenas do atleta, tanto a nível físico/psíquico, como técnico. Nesta modalidade, só é permitida a participação a atletas a partir do escalão Sub-23 devido à intensidade e duração da corrida. Já no Cross-Country, a corrida é realizada em circuito fechado com todo o tipo de terreno com duração média de 2 horas. No entanto, estão escalonadas por classes etárias, alterando desta forma o número de voltas a efetuar. Nesta modalidade, a participação de atletas inicia no escalão Cadete.

O primeiro campeonato do mundo foi realizado em 1987 em dois continentes, nos Estados-Unidos, em Mammoth na Califórnia, e em França em Villard-des-Lans. Devido ao grande crescimento e importância adquirida o Comité Olímpico Internacional optou por incluir a especialidade de Cross-Country como modalidade de apresentação nos jogos Olímpicos de Atlanta em 1996 e como modalidade efetiva nos jogos de Sidney, em 2000.

Em Portugal, esta especialidade do ciclismo surge em 1987, como elemento de preparação dos ciclistas de estrada profissional, no período preparatório. Entre 1988 e 1989 realizaram-se as primeiras provas de b.t.t. na variante de Cross-Country, na zona de Ovar, S. João da Madeira. Ainda naquele ano e antes da formação da comissão, a Federação Portuguesa de Ciclismo realiza a primeira prova de Cross-Country, no Parque Florestal de Monsanto-Lisboa.

O Campeonato Nacional de b.t.t. na especialidade de Cross-Country inicia-se também na época de 1990. No final da temporada o regulamento geral de b.t.t., devido às suas características embrionárias, sofre mudanças e adaptações que necessariamente se justificavam.

Em 1993 a Seleção Nacional de b.t.t. na especialidade de Cross-Country vai aos campeonatos Europeus, onde tem uma representação humilde. A Seleção Nacional de Juniores vai ao campeonato da Europa, em Metabief, França, e em 1995 participa nos campeonatos da Europa em Sindleruv Mlynna, República Checa.

Hoje em dia, são várias as instituições e empresas que organizam passeios culturais e provas de b.t.t. entre outras atividades. A primeira prova com carácter internacional a ser organizada em Portugal teve lugar nos dias 13 e 14 de Abril de 1996, com uma prova da Taça do Mundo da “Grundig”, na especialidade de Cross-Country, no complexo Desportivo do Jamor em Oeiras.

O ciclismo na variante b.t.t. é considerado uma modalidade predominantemente aeróbia, com momentos intermitentes anaeróbios. Desta forma, a função cardiovascular influencia o rendimento desportivo, sendo necessário melhor compreender o funcionamento e possíveis riscos de saúde do mesmo.

O coração é um órgão propulsor e responsável pela manutenção das funções hegemónicas, sendo por isso alvo de observação e estudos em função da sua vital importância. Esse interesse foi aprofundado pela exploração sobre a influência da respiração na frequência cardíaca, a ação da variabilidade da frequência cardíaca como predição de morte súbita pós-enfarto agudo do miocárdio, a sua redução com o envelhecimento e a sua atuação nas atividades físicas. Modulada pela ação do sistema nervoso autónomo, a variabilidade da frequência cardíaca desperta grande interesse do ponto de vista clínico, pela caracterização de doenças que podem influenciar o controlo do sistema nervoso autónomo sobre os batimentos cardíacos, interferindo na variabilidade da frequência cardíaca. O aumento da variabilidade da frequência cardíaca pressupõe a diminuição de mortalidade em ambos os géneros (Achten J., Ukendrup A., 2003). O estudo da variabilidade da frequência cardíaca tornou-se indispensável no âmbito da clínica, assim como na área da atividade física e desporto em geral. Desta forma e com recurso ao método de análise da variabilidade da frequência cardíaca, reconhece-se a magnitude das adaptações autonómicas e cardiorrespiratórias decorrentes da exposição, aguda ou crónica, aos mais diversos métodos de treino ou tipos de modalidades desportivas, tendendo a melhorar a participação protetora do parassimpático sobre o coração (Paschoal *et al.*, 2002). Essa afirmação é complementada pelo facto de que, alterações importantes e complexas se desenvolvem no decorrer do exercício físico, tais como adaptações nas respostas biológicas dos organismos vivos e em consequência, grande número de ajustes fisiológicos dinâmicos que dependem da eficácia do sistema cardiovascular, respiratório, sanguíneo e muscular.

CAPÍTULO I

REVISÃO DA LITERATURA

1.1 CARACTERIZAÇÃO DO CICLISMO DE B.T.T.

A prova em circuito Cross-Country é uma competição de endurance com partida apeada, envolvendo várias voltas de forma a completar um percurso de montanha. De acordo com as regras da UCI (União Ciclista Internacional), o percurso deve incluir estradas florestais e trilhos, campos e caminhos de terra ou cascalho, e envolvem uma quantidade significativa de subidas e descidas. Normalmente, o percurso é entre 6 km e 9 km de comprimento, com uma altimetria média acumulada de subidas e descidas de cerca de 1500 m. A UCI sugere um número de voltas diferenciado sendo que o tempo de competição ideal para os homens ronda os 120-135 minutos e 105-120 minutos para as mulheres. A grelha de partida é definida de acordo com o sistema de pontos UCI (durante eventos internacionais) e/ou o sistema de pontos nacional para as corridas nacionais. Esta regra permite que os melhores ciclistas partam na frente para evitar serem atrasados por ciclistas mais lentos. Ao contrário do ciclismo de estrada, durante a corrida Cross-Country o ciclista não pode receber qualquer assistência técnica. Para esta razão, problemas mecânicos podem causar atrasos que irremediavelmente influenciam o desempenho (Impellizzeri e Marcora, 2007).

As corridas de Cross-Country são realizadas a uma frequência cardíaca média de cerca de 90% do máximo, o que corresponde a 84% do consumo máximo de oxigênio (VO_{2max}). Mais de 80% do tempo de corrida é efetuado acima do limiar de lactato, pelo que esta elevada intensidade de exercício está relacionada com a fase rápida de partida da corrida, ao acumulado de subidas, maior resistência ao rolamento e às contrações isométricas dos membros superiores e inferiores necessárias para a manipulação e estabilização da bicicleta (Padilla *et al.*, 2000). Devido às elevadas potências geradas (até 500W) durante as subidas íngremes e no início da corrida, o metabolismo energético anaeróbio é também fator preponderante no ciclista de b.t.t., merecendo por isso uma investigação mais aprofundada (Impellizzeri e Marcora, 2007).

Quando comparadas com provas de ciclismo de estrada, os circuitos de Cross-Country são bastante diferentes no que respeita às intensidades de exercício. Isto caracteriza-se por etapas mais longas (4 a 6 horas) e a táticas de equipa, ao passo que em b.t.t. o percurso é realizado individualmente sem qualquer tipo de ajuda externa. Acrescenta-se um número muito maior de subidas e um terreno muito variado e técnico (Berry *et al.*, 2000).

1.2 CARACTERIZAÇÃO FISIOLÓGICA DO CICLISTA DE b.t.t.

Uma análise às características fisiológicas indicam que a potência aeróbica ($V_{O_{2max}} > 70$ ml/kg/min) e a capacidade de sustentar as taxas de trabalho por longos períodos de tempo são pré-requisitos para competir ao mais alto nível no ciclismo b.t.t. As características antropométricas dos ciclistas de b.t.t. são semelhantes aos alpinistas e ciclistas de estrada. Vários parâmetros aeróbicos são correlacionados com o desempenho do atleta, especialmente quando comparados com a massa corporal. Outros fatores tais como a capacidade e potência aeróbia podem influenciar o desempenho do atleta e exigem mais investigação. Isto inclui a economia de pedalada, capacidade e potência anaeróbia, habilidades técnicas e estratégias nutricionais pré-exercício.

Poucos estudos descreveram até ao momento o perfil da intensidade de exercício das provas em circuito de Cross-Country. Para quantificar a intensidade de exercício foram utilizados cardiofrequencímetros, classificando-se em 3 zonas de acordo com 2 limiares diferentes de lactato. Estes limiares foram obtidos em testes de laboratório. O primeiro limiar foi definido com a obtenção de concentrações de lactato de cerca de 1 mmol/L sanguíneo, correspondendo a cerca de 40 a 60% do consumo máximo de Oxigênio (VO_{2max}). O segundo limiar diz respeito à concentração de lactato de cerca de 4 mmol/L, que é considerado o limiar anaeróbio, momento a partir do qual passa a existir acumulação de ácido láctico no organismo. Segundo o estudo, cerca de 82% do esforço é realizado

acima do limiar anaeróbio e com frequências cardíacas médias de 90% do máximo, correspondendo a aproximadamente 84% do VO_{2max} avaliado em laboratório.

Noutro estudo, foram avaliadas potências médias de pedalada de 246 W ou 3,5 W/Kg. Este também refere grandes oscilações de potência (coeficiente de variação de 69%), referindo que o Cross-Country é uma atividade de intensidade máxima com esforço intermitente. Segundo este mesmo autor, todos os estudos realizados confirmam que os atletas que realizam provas de Cross-Country necessitam de grandes quantidades de energia através da fonte aeróbia (Stapelfeldt *et al.*, 2004).

Estudos demonstram um VO_{2max} significativamente mais elevado (cerca de 7 a 20 ml/kg/min), quando se pedala em tapete rolante, simulando pedras, depressões e oscilações. Aliado a isto, o aumento da resistência ao rolar do pneu (pneu mais largo aumenta o atrito) provoca um incremento de cerca de 1-2 ml/kg/min no VO_{2max} . As condições do terreno e resistência ao rolar potenciam uma diferenciação no VO_{2max} (mais elevado), quando comparados com ciclistas de estrada (Lucia *et al.*, 2001).

Um maior dispêndio energético pode também ser provocado pelas intensas e repetidas contrações musculares isométricas dos membros superiores e inferiores, a fim de absorver impactos e vibrações causadas pelas difíceis condições do terreno, assim como pelo controlo e estabilização da bicicleta (Wang *et al.*, 1997). As contrações isométricas podem igualmente aumentar a frequência cardíaca até níveis submáximos sem qualquer alteração do dispêndio energético, podendo ser uma hipótese para a frequência cardíaca média ser superior à encontrada nos ciclistas de estrada (Cable NT, 1990).

A utilização de suspensão frontal reduz a frequência cardíaca média quando comparadas com bicicletas rígidas, ao passo que o VO_{2max} permanece inalterado (Seifert *et al.*, 1997).

O VO_{2max} é considerado um indicador válido da capacidade e funcionamento respiratório, cardiovascular e até mesmo muscular durante o exercício e mais importante, determina a performance aeróbia. Através da literatura existente, é possível encontrar valores de VO_{2max} entre 66,5 e 78 ml/kg/min nos vários escalões. A literatura existente confirma a relação entre VO_{2max} e nível competitivo de cada atleta (Bassett DR e Howley ET, 2000).

O perfil das provas de Cross-Country leva a que os atletas possuam uma elevada tolerância à fadiga e à dor. Com base em estudos sobre o limiar anaeróbio, demonstrou-se que este corresponde a cerca do VO_{2max} dos atletas de Elite mundial (Wilber *et al.*, 1997). Também outro estudo anunciou intensidades no limiar anaeróbio de cerca 75 – 77% do VO_{2max} (Impellizzeri *et al.*, 2002, 2005). Estes resultados comprovam que o ciclista de b.t.t. consegue recorrer à potência aeróbia para obter elevadas e prolongadas quantidades de energia.

1.3 FREQUÊNCIA CARDÍACA E ESTRUTURA CARDÍACA

Frequência cardíaca ou ritmo cardíaco é o número de vezes que o coração bate por minuto. Esse batimento pode ser dividido em várias fases – ciclo cardíaco. Todo o ciclo cardíaco consiste num período de relaxamento, diástole, durante o qual as aurículas se enchem de sangue proveniente das veias, seguido por um período de contração chamado de sístole, onde o sangue é ejectado dos ventrículos para as artérias.

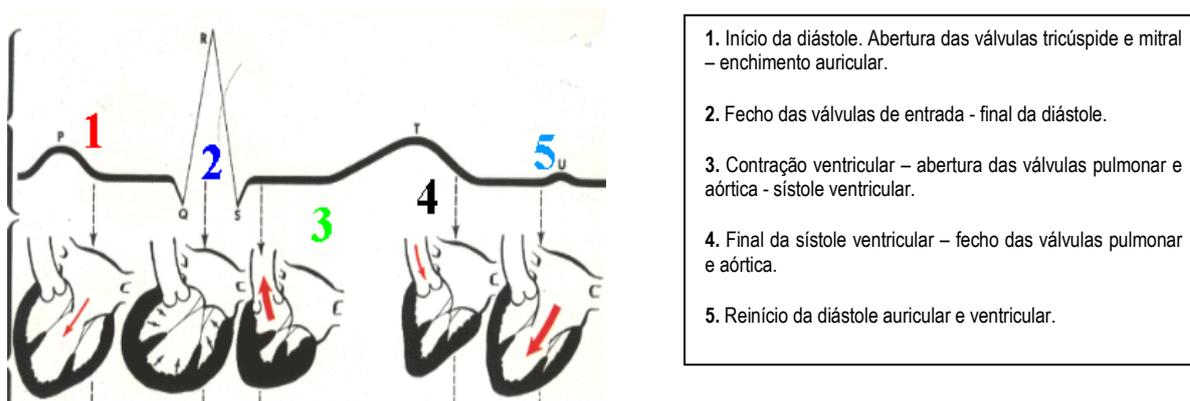


Fig. 1 – Fases do ciclo cardíaco. Adaptado de: http://www.icb.ufmg.br/fib/neurofib/Engenharia/Marcapasso/func_fisio.htm

A frequência cardíaca expressa em ciclos por minuto depende normalmente do nódulo sinusal situado na parede posterior da aurícula direita. No entanto, além das células pacemaker (marcapasso), existem outros mecanismos capacitados de manter a atividade automática (Moreno A, 1994). Estes encontram-se em todas as regiões cardíacas, isto é, aurículas, ventrículos e nódulo auriculoventricular (AV). Assim, podemos identificar:

- Pacemaker auricular ectópico: apresenta uma frequência de 75 ciclos por minuto (próxima da sinusal: 60 a 100 batimentos por minuto);
- Pacemaker nodal: em condições normais, o nódulo AV recebe o estímulo elétrico e transmite-o aos ventrículos através do sistema de condução especializado constituído pelo feixe e ramificações de His e fibras de Purkinje. Quando este estímulo não existe, o nódulo AV pode funcionar como pacemaker com uma frequência de, aproximadamente, 60 ciclos por minuto;
- Pacemaker ventricular: frequência de 30-40 batimentos por minuto quando o estímulo normal (sinusal) se encontra ausente.

1.4 REGULAÇÃO DA ATIVIDADE CARDÍACA

O coração humano funciona de acordo com as necessidades de cada momento. Quando a pessoa está em repouso, o bombeamento de sangue situa-se entre os 4 e os 6 litros por minuto. Quando se encontra numa situação de exercício intenso, o coração pode bombear entre 4 e 7 vezes mais esse volume (Guyton & Hall, 1997). Sabemos que durante um exercício físico intenso, as necessidades de oxigénio aumentam o que leva o coração a ter de bombear mais sangue, logo, tem que aumentar a sua frequência de batimentos e a sua contractilidade - *Lei de Frank-Starling* (Guyton, 1993). Estes batimentos do coração estão dependentes de dois mecanismos: uma atividade elétrica proveniente do nódulo sinusal (regulação intrínseca) sem interferências nervosas, e uma conexão entre o coração e os sistemas nervosos simpático e parassimpático (regulação extrínseca).

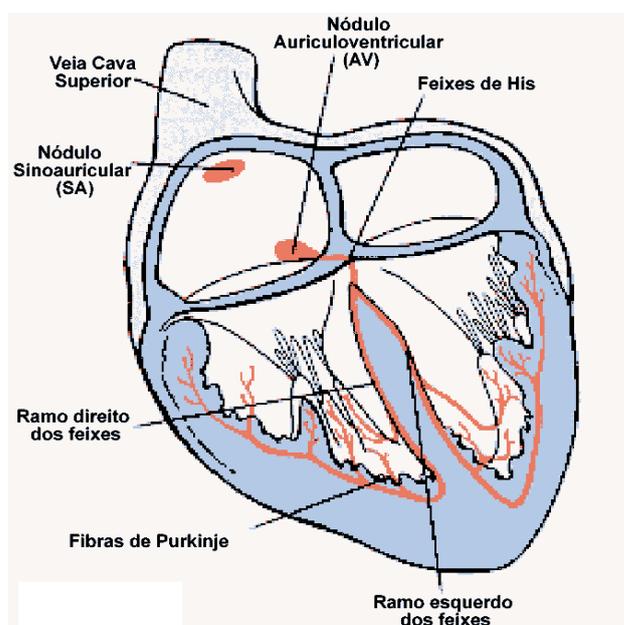
1.5 REGULAÇÃO INTRÍNSECA – ATIVIDADE ELÉCTRICA DO CORAÇÃO

O coração é composto na quase totalidade por células musculares cardíacas contrácteis que funcionam de forma semelhante ao músculo-esquelético. Contudo, ao contrário do músculo-esquelético, o músculo cardíaco não é estimulado diretamente pelo sistema nervoso. Existem células cardíacas que têm a capacidade de auto gerar

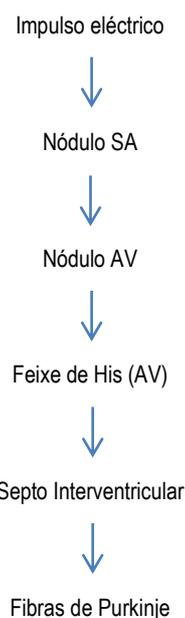
potenciais de ação, alastrando-se posteriormente por todo o coração – células autorítmicas (atividade de pacemaker) – fazendo contrair o tecido muscular cardíaco (Sherwood, 2008).

As células autorítmicas estão situadas nos nódulos e feixes, em zonas concretas do coração (figura 2): nódulo sinoauricular (SA), nódulo auriculoventricular (AV), feixes de His e fibras Purkinje. Cada uma destas quatro zonas diferencia-se das outras pela frequência em que gera o potencial de ação. O nódulo SA é o principal centro de estímulos cardíacos uma vez que gera potenciais de ação a uma frequência superior (70-80 ciclos por minuto) a todos os outros centros, conseguindo assim controlo do ritmo cardíaco global (Nódulo SA – pacemaker cardíaco).

Quando uma célula (ou fracção de membrana) é submetida a um estímulo eléctrico (ou potencial de ação) existe uma alteração na polaridade transmembranar. Assim, o sistema de condução dos impulsos nervosos processa-se da seguinte forma: o nódulo SA inicia um impulso eléctrico que percorrem as aurículas direita e esquerda levando à sua contração. Quando o impulso eléctrico alcança o nódulo AV é retardado ligeiramente. De seguida, o impulso viaja para o feixe de His que se divide no ramo direito para o ventrículo direito e no ramo esquerdo para o ventrículo esquerdo. Daqui, o impulso estende-se pelos ventrículos, fazendo com que se contraíam.



Sistema de Condução



(rápida propagação dos potenciais de ação)

Fig. 2 – Localização das células autorítmicas e sistema de condução dos impulsos nervosos. Adaptado de: Sherwood L, 2008. Human Physiology: from cells to system, 7 ed. Cengage Learning.

A condução dos potenciais de ação através do miocárdio durante o ciclo cardíaco produz correntes eléctricas que podem ser registadas à superfície do corpo. O registo dos potenciais de ação referidos anteriormente corresponde ao electrocardiograma. Este registo é efectuado através da colocação de eléctrodos no corpo que detetam os potenciais de ação do músculo cardíaco e transferem essa informação para um equipamento apropriado onde é registada a informação. Essa informação representa-se por intermédio de ondas P e T e pelo complexo QRS (Fig.3). A onda P corresponde à despolarização das aurículas e ao início da contração auricular. O complexo QRS é composto por três ondas individuais e corresponde à despolarização dos ventrículos ocorrendo no início da contração ventricular.

No entanto, cada onda do complexo QRS tem características específicas: a onda Q representa a primeira deflexão negativa a seguir à onda P refletindo a ativação do septo ventricular; a onda R corresponde à primeira deflexão positiva e representa a despolarização da maioria do ventrículo; a onda S apresenta novamente uma deflexão negativa e corresponde à despolarização da última parte do ventrículo. Por último, a onda T representa a repolarização dos ventrículos e precede o relaxamento ventricular (Foss & Keteyian, 1998).

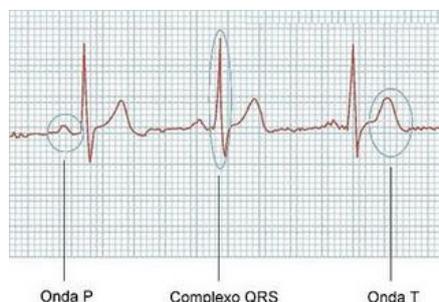


Fig. 3 - Eletrocardiograma com respetivas ondas PT e complexo QRS. Adaptado de: <http://novelafinaestampa.blogspot.com/2010/04/e-books-de-eletrocardiograma.html>.

1.5.1 NÓDULO SINUSAL (SA)

É uma região especial do coração que controla a frequência cardíaca. Localiza-se perto da junção entre a aurícula direita e a veia cava superior. A frequência rítmica dessas fibras musculares é de aproximadamente 72 contrações por minuto, ao passo que o músculo auricular se contrai cerca de 60 vezes por minuto e o músculo ventricular cerca de 20 vezes por minuto. Devido ao facto do nódulo SA possuir uma frequência rítmica mais rápida em relação às outras partes do coração, os impulsos originados do nódulo SA espalham-se para as aurículas e para os ventrículos (Sistema de Purkinje). Estas áreas são estimuladas rapidamente para que o ritmo do nódulo SA se torne no ritmo de todo o coração – marcapasso cardíaco.

1.5.2 POTENCIAIS DE AÇÃO NO MÚSCULO CARDÍACO

O músculo cardíaco normal apresenta um potencial de repouso da membrana na ordem de -85 a -95 mV e de cerca de -90 a -100 mV nas fibras condutoras especializadas (Guyton, 1997).

Como podemos ver na figura 3, o potencial de ação registado no músculo ventricular tem cerca de 115 mV, ou seja, passa de um valor negativo (sensivelmente -90 mV) para um valor positivo (sensivelmente 25 mV). Após a ponta (spike) inicial, a membrana no músculo auricular permanece despolarizada cerca de 2 décimos de segundo e cerca de 3 décimos de segundo no músculo ventricular (plateau) – figura 4. No final desse plateau segue-se a repolarização. A presença desse plateau no potencial de ação faz com que a contração muscular dure entre 3 e 15 vezes mais no músculo cardíaco quando comparado com o músculo-esquelético (Guyton, 1997).

As razões para a existência deste plateau que consequentemente aumenta o tempo do potencial de ação (o que não acontece no músculo esquelético) são essencialmente duas. A primeira diferença refere-se ao facto de que no músculo-esquelético, o potencial de ação é produzido quase totalmente pela rápida abertura dos canais rápidos de sódio, permitindo assim que grandes quantidades de iões sódio entrem na fibra muscular esquelética. Esses canais são designados como rápidos porque permanecem abertos durante poucos décimos de milésimos de

segundo. Quando esses canais fecham, há lugar para a repolarização e o potencial de ação termina em cerca de um décimo de milésimo de segundo.

No músculo cardíaco, para além da abertura desses mesmos canais rápidos de sódio, existe ainda a abertura de outro tipo de canais: cálcio-sódio. Estes diferem dos primeiros por terem uma abertura mais lenta e mais prolongada. Assim, vai haver mais tempo para a entrada de íões cálcio e sódio para o interior das fibras musculares cardíacas, o que leva a um longo período de despolarização (plateau).

A segunda diferença funcional entre o músculo cardíaco e esquelético é que, imediatamente após o potencial de ação, a membrana celular do músculo cardíaco diminui a sua permeabilidade ao potássio em cerca de 5 vezes, não acontecendo o mesmo no músculo-esquelético (Seeley, 1997).

Devido à reduzida saída de potássio (K^+) da membrana celular, existe um retardamento no que diz respeito ao retorno a valores de repouso. Quando os canais lentos de cálcio-sódio fecham (após 2 a 3 décimos de segundo) aumentam a permeabilidade da membrana ao potássio. Essa perda de potássio faz com que o potencial de membrana volte ao seu valor de repouso, finalizando deste modo o potencial de ação.

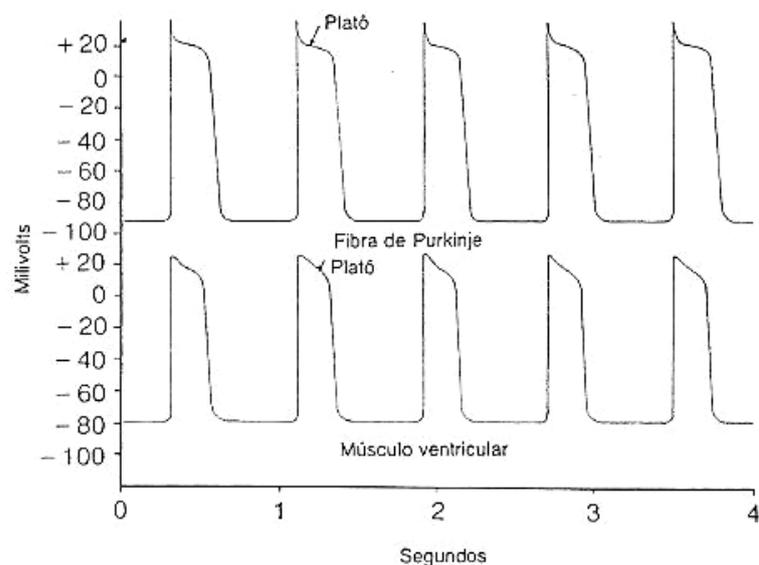


Fig. 4 – Potenciais de ação rítmicos de uma fibra de Purkinje e de uma fibra muscular ventricular. Adaptado de: Guyton, 1993. Tratado da fisiologia Humana, Editora Guanabara Koogan, 5 ed, Rio de Janeiro.

1.5.3 MECANISMO DE RITMICIDADE DO NÓDULO SINUSAL

No nódulo SA, o mecanismo de funcionamento é similar, diferenciando-se do músculo cardíaco no facto de os canais nas fibras do nodo sinusal apresentarem, em repouso, uma negatividade muito menor (-55 a -60 mV) quando comparado com a fibra muscular ventricular (-85 a -95 mV). Nesse valor da negatividade, a maioria dos canais rápidos de sódio já estão inativos. Isto deve-se ao potencial de membrana que se encontra num estado de negativismo inferior a -60 mV. Consequentemente, só os canais lentos de cálcio-sódio se podem abrir e assim produzir o potencial de ação. Assim, o potencial de ação no músculo cardíaco apresenta um desenvolvimento e recuperação mais lentas que as verificadas no músculo ventricular (Guyton, 1996).

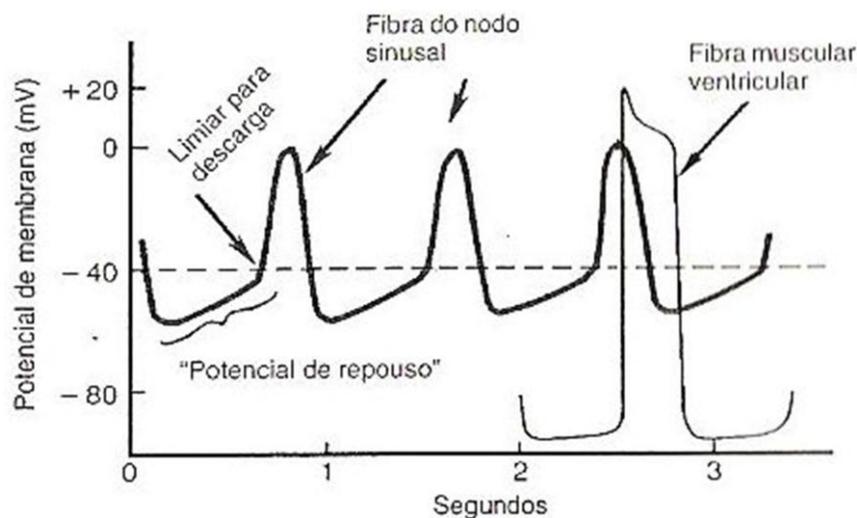


Fig. 5 – Descarga rítmica de fibra do nódulo sinusal. Comparação do potencial de ação do nódulo sinusal com o da fibra muscular ventricular. Adaptado de: Guyton, 1997. *Tratado da Fisiologia Humana*, Ed. Guanabara Koogan, 9ª ed.

1.5.4 REGULAÇÃO EXTRÍNSECA - CONTROLO NERVOSO DO CORAÇÃO

É fundamental ter em conta que o sistema nervoso autónomo é o principal controlador ao nível da frequência cardíaca e está dividido em três sistemas: simpático, parassimpático e entérico. O sistema nervoso autónomo produz uma variação, batimento a batimento, no ritmo cardíaco cuja valorização, como parâmetro fisiológico, tem sido reconhecida somente na última década (Grupi *et al.*, 1994).

A estimulação dos nervos parassimpáticos causa os seguintes efeitos sobre o coração: diminuição da frequência dos batimentos cardíacos; diminuição da força de contração do músculo auricular; diminuição na velocidade de condução dos impulsos através do nódulo auriculoventricular (AV), aumentando o período de retardamento entre a contração auricular e a ventricular, assim como diminuição do fluxo sanguíneo através dos vasos coronários que mantêm o fornecimento do próprio músculo cardíaco.

Todos esses efeitos podem ser resumidos ao dizer-se que a estimulação parassimpática diminui todas as atividades do coração. Usualmente, a função cardíaca é reduzida pelo parassimpático durante o período de repouso juntamente com o resto do corpo.

A estimulação dos nervos simpáticos apresenta efeitos exatamente opostos sobre o coração: aumento da frequência cardíaca, aumento da força de contração, e aumento do fluxo sanguíneo através dos vasos coronários visando suplementar o aumento da nutrição do músculo cardíaco. Esses efeitos podem ser resumidos, dizendo-se que a estimulação simpática aumenta a atividade cardíaca como bomba, aumentando a capacidade de bombear sangue até 100%. Esse efeito é necessário quando um indivíduo é submetido a situações de *stress*, tais como exercício, doença, calor excessivo, ou outras condições que exigem um rápido fluxo sanguíneo através do sistema circulatório. Por conseguinte, os efeitos simpáticos sobre o coração constituem o mecanismo de auxílio utilizado numa emergência, tornando o batimento cardíaco mais forte quando necessário. O coração vai bater independentemente de qualquer sistema nervoso ou influência hormonal, em que este (chamado automacidez intrínseca) pode ser alterado via impulsos nervosos ou substâncias circulantes, como por exemplo a adrenalina (Miranda & Silva, 2002).

A multiplicidade dos sinais periféricos e centrais é integrada pelo sistema nervoso central que por meio da estimulação ou da inibição de dois sistemas principais, o vago e o simpático, modula a resposta da frequência cardíaca, adaptando-a às necessidades de cada momento (Ribeiro *et al.*, 2000).

O sistema nervoso simpático atua constantemente para modular o funcionamento de diversos sistemas orgânicos, como o coração, os vasos sanguíneos, o trato gastrointestinal, os brônquios e as glândulas sudoríparas (Constanzo, 1999). Por outro lado, o sistema nervoso parassimpático vai atuando através do nervo vago. Desta forma, a atividade do sistema nervoso simpático tende a aumentar a frequência cardíaca e a sua resposta é lenta, ao passo que a atividade do sistema nervoso parassimpático tende a diminuir a frequência cardíaca e a sua atuação é rápida (Berntson *et al.*, 1997).

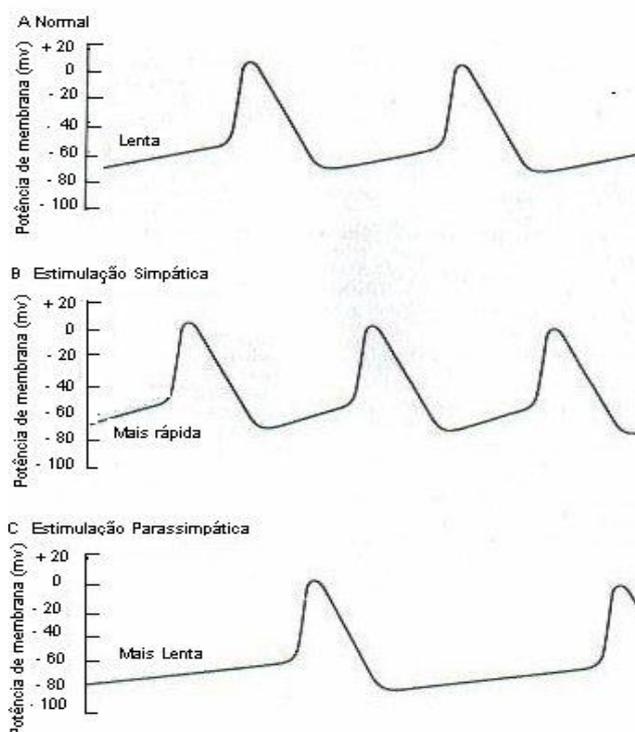


Fig. 6 - Efeitos da estimulação simpática e parassimpática sobre os potenciais de ação do nódulo sinusal. **A:** normal; **B:** estimulação simpática aumenta a velocidade da despolarização e aumenta a frequência aos potenciais de ação. **C:** estimulação parassimpática diminui a velocidade da despolarização e diminui a frequência dos potenciais de ação. Adaptado de Costanzo, 1999. Fisiologia. Editora Guanabara S.A.

Existe, em consequência de estudos e pesquisas nesta área, consenso em afirmar que em sujeitos saudáveis e em repouso, ocorre predominância da ação parassimpática. Assim poderemos concluir que a frequência cardíaca é modulada pelo equilíbrio entre o tónus simpático e parassimpático, com predominância do segundo (Mikhail *et al.*, 1998).

1.6 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

O coração humano saudável varia a sua frequência de funcionamento batimento a batimento, como consequência dos ajustes promovidos pelo sistema nervoso autónomo para a manutenção da homeostasia.

A variabilidade da frequência cardíaca é reconhecida como um poderoso instrumento na estimação da modulação cardíaca autónoma (Saul JP, 1990). A variabilidade da frequência cardíaca descreve a variação entre consecutivos batimentos cardíacos (Mika & Pekka, 2005), sendo uniforme que quando a frequência cardíaca está relativamente estabilizada, o tempo entre dois batimentos (RR) pode variar substancialmente. A variação do tempo entre os batimentos define a variabilidade da frequência cardíaca (Juul & Asker, 2003). O ritmo cardíaco é controlado pelo nódulo sino – auricular, que é modulado pelo sistema simpático e parassimpático, pertencentes ao

sistema nervoso autónomo (Mika & Pekka, 2005). Parte da variabilidade da frequência é causada pelo ciclo natural de arritmia que ocorre com a influência da respiração no fluxo de impulsos simpáticos e do vago ao nódo sino - auricular (Juul & Asker, 2003). A atividade do sistema simpático tende a aumentar a frequência cardíaca, e a sua resposta é lenta, ao passo que a atividade do sistema parassimpático tende a diminuir a frequência cardíaca, e a sua atuação é rápida (Berntson *et al.*, 1997).

No que diz respeito à variabilidade da frequência cardíaca, a idade e o género são importantes características para determinar mesma em indivíduos saudáveis (Juul & Asker, 2003). Num estudo de Jensen *et al.*, 1997, concluiu-se que a variação da frequência cardíaca diminui com o aumento da idade. Ainda no mesmo estudo, os autores concluíram que as mulheres têm uma variação da frequência cardíaca mais baixa que os homens.

A permanente influência exercida pelo sistema nervoso autónomo sobre o funcionamento dos diversos órgãos, aparelhos e sistemas que compõem o organismo humano é essencial para a preservação das condições de equilíbrio fisiológico interno, permitindo que o mesmo exerça, adequadamente, a sua interação com o meio ambiente circundante. Qualquer factor que provoque a tendência ao desequilíbrio promove prontamente, respostas orgânicas automáticas e involuntárias que têm por finalidade reverter o processo em andamento e restabelecer o equilíbrio funcional. O coração, apesar de ter a sua enervação intrínseca e, portanto, ser capaz de regular o seu ritmo, promover a condução dos estímulos intracardíacos e ter contractilidade, tem também todas essas funções amplamente moduladas pelo sistema nervoso autónomo. Assim, devido à sua importância, o coração deve participar, (sob a tutela do sistema nervoso autónomo), ativamente no processo homeostático orgânico, sendo o sistema nervoso autónomo o responsável pela regulação do ritmo e da função do bombeamento cardíaco, adequando essas funções às necessidades metabólicas e teciduais.

A variabilidade da frequência cardíaca pode ser calculada através da equação matemática no ECG. Outra forma de calcular a variabilidade da frequência cardíaca é ter em conta o traçado das frequências, assim como alteração dos intervalos RR. Os picos com as várias frequências refletem as diferenças no sistema nervoso simpático e do sistema nervoso parassimpático. Durante a inspiração, os intervalos RR diminuem, ao passo que durante a expiração, os intervalos RR aumentam. A atividade do sistema nervoso parassimpático faz com que a variabilidade da frequência cardíaca exista durante a respiração (Achten & Ukendrup, 2003).

1.7 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Uma grande variedade de métodos foi desenvolvida para medir a variabilidade da frequência cardíaca. Alguns empregam a análise estatística de gravações prolongadas de 24 horas ou mais tempo (Roberts, 2009).

A análise da variabilidade da frequência cardíaca que permite a observação das flutuações que ocorrem durante curtos períodos de tempo ou em períodos longos é um método não invasivo e de observação seletiva da função autonómica. Estes métodos incluem estatísticas simples tais como o desvio padrão da frequência cardíaca ou do intervalo do RR. Para análise da função vagal, os métodos desenvolvidos para testes clínicos envolvem tipicamente a medição da variabilidade da frequência cardíaca sobre intervalos curtos de tempo (<90 segundos). Respirar profundamente amplia a variabilidade da frequência cardíaca, permitindo avaliar essa variabilidade através dos ciclos respiratórios (Roberts, 2009). Para estudar o sistema nervoso autónomo sob várias condições como a fisiológica, psicológica e patológica, a análise não invasiva da potência espectral nos intervalos RR tem sido muito usada recentemente (Roberts, 2009).

A potência do espectro é quantificada pela medida da área abaixo da banda de duas frequências: baixa frequência analisada entre 0.04 a 0.15Hz e a alta frequência situando-se entre 0.15 a 0.40Hz (Hautala, 2001). A

utilidade clínica da variabilidade da frequência cardíaca para a identificação de alterações do sistema nervoso autónomo nas doenças do coração, tem sido reforçada pela utilização de diferentes métodos de estudo da variabilidade (Ribeiro *et al.*, 2000). Podemos citar a quantificação das catecolaminas circulantes, a eletromiografia através dos registos de fibras simpáticas vasomotoras, teste da função barorreflexa, respostas a estímulos e várias outras (Ribeiro *et al.*, 1998).

Várias medidas de análise agrupadas em métodos lineares e não lineares são utilizadas para avaliação da variabilidade da frequência cardíaca. A teoria do caos, um método não linear de característica altamente irregular, complexa e que está ainda em investigação, serve de exemplo (Rassi, 2003).

1.7.1 ANÁLISE NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

Vários métodos de análise espectral têm sido demonstrados há algumas décadas, como forma de verificar a distribuição da densidade da potência. Um desses métodos de análise da variabilidade da frequência cardíaca é a análise no domínio da frequência.

O domínio da frequência relaciona-se com a análise da densidade espectral, que estuda a forma como a potência (variância) se distribui em função da frequência, sendo que no domínio do tempo a variabilidade é medida pelo método estatístico e geométrico e a seleção de cada método corresponde ao objectivo particular de cada caso (Task Force of European Society of Cardiology, 1996).

Por outras palavras, a análise espectral decompõe a variabilidade total da frequência cardíaca nos seus componentes, apresentando-os segundo a frequência com que altera a frequência cardíaca (Reis *et al.*, 1998). No entanto, independente do método utilizado, a análise da densidade espectral é feita utilizando as propriedades de algoritmos matemáticos. Para os cálculos da densidade espectral são geralmente utilizados os métodos não paramétricos e os paramétricos sendo que esses dois métodos permitem a leitura dos mesmos resultados, apesar de cada um apresentar vantagens próprias. Estes métodos decompõem um sinal nos seus componentes de frequência.

As vantagens do método não paramétrico citadas pelo *Task Force of the European Society of Cardiology* são: simplicidade do algoritmo usado na maioria dos casos (*Fast Fourier Transform* - FFT) e processamento rápido. As vantagens do método paramétrico são: suavização dos componentes espectrais que podem ser distinguidos independentes da seleção prévia das bandas de frequência, fácil processamento do espectro com cálculo da força dos componentes de baixa e alta frequência e fácil identificação da frequência central de todos os componentes (Task Force of European Society of Cardiology, 1996).

Pelo facto da frequência cardíaca apresentar flutuações, que em grande parte são periódicas, o registo contínuo do electrocardiograma durante curtos ou longos períodos dá origem a um fenómeno ondulatório complexo. Este pode ser decomposto em ondas mais simples por meio de algoritmos matemáticos (Fig. 7), tal como revela o modelo autorregressivo (FFT).

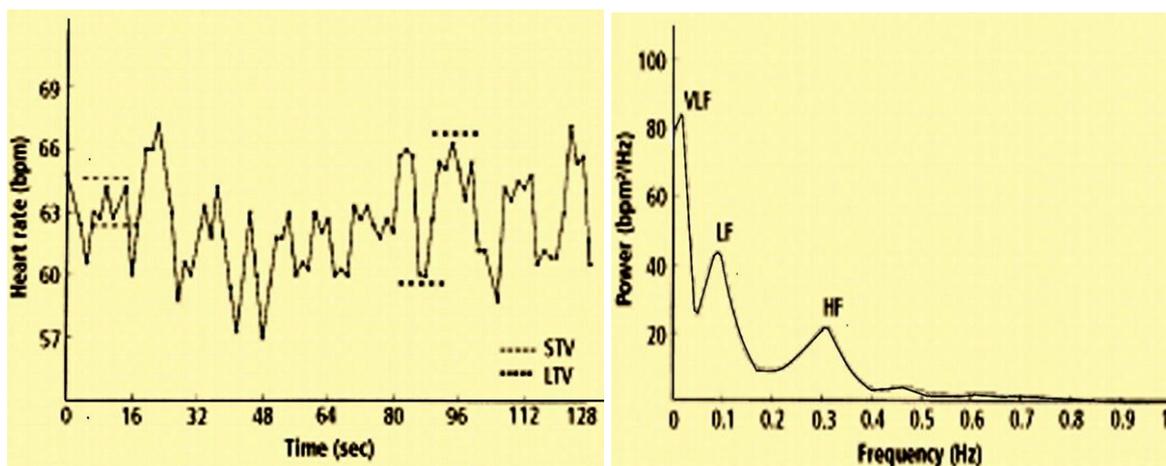


Fig. 7- Exemplo das medições da variabilidade da frequência cardíaca no domínio do tempo (STV = variabilidade a curto prazo; LTV = variabilidade a longo prazo). O gráfico da esquerda mostra a frequência cardíaca em função do tempo. O gráfico da direita, *Fourier Transform Technics* (FFT) apresenta os valores do rendimento em função da frequência através nos domínios de frequência muito baixa (VLF), baixa frequência (LF), e alta frequência (HF). Adaptado: Roberts, 2009.

Independente do cálculo da densidade espectral (*Fast Fourier Transform* ou modelo auto regressivo), delimitam-se normalmente três faixas de frequências distintas, chamadas de componentes espectrais. São elas alta frequência (0,15 a 0,40 Hz), modulada pelo sistema nervoso parassimpático e modulado pela respiração, baixa frequência (0,04 a 0,15 Hz) e muito baixa frequência (0,01 a 0,04Hz), moduladas tanto pelo sistema nervoso simpático como pelo sistema nervoso parassimpático (Roberts, 2009).

Várias correlações fisiológicas são estudadas a partir da análise dos componentes espectrais. As componentes espectrais da alta frequência são conseguidas unicamente através do nervo vago, ou sistema nervoso parassimpático, ao passo que, a potência da frequência muito baixa é reflexo do trabalho exercido pelo sistema nervoso simpático e parassimpático influenciada parcialmente por outras atividades neuro-humorais (por exemplo, o sistema renina-angiotensina-aldosterona (Takase *et al.*, 2002).

As bandas de baixa frequência e média frequência estão em sintonia com a atividade do simpático e do parassimpático (Puig *et al.*, 1993). A banda de muito baixa frequência (0,01 a 0,04Hz) tem sido proposta como um marcador da atividade simpática, porém isto ainda não está bem definido. A banda de ultra baixa frequência, permanece obscura relativamente à sua correspondência fisiológica.

O componente de baixa frequência da variabilidade da pressão sistólica arterial é largamente aceite como referência do controlo vasomotor simpático (Furlan *et al.*, 2000).

Existe uma correlação direta da potência de baixa frequência com a atividade do sistema nervoso simpático pela visualização de uma considerável concentração de resíduos de potência na banda de baixa frequência, apesar dos componentes de baixa frequência em várias condições experimentais levarem a alterações do equilíbrio simpáticovagal (Shin *et al.*, 19).

Rassi (2003) apresenta a abordagem da análise espectral da variabilidade da frequência cardíaca para demonstrar as quatro principais faixas que compõem a potência e as suas correlações com as variáveis fisiológicas (Fig. 8).

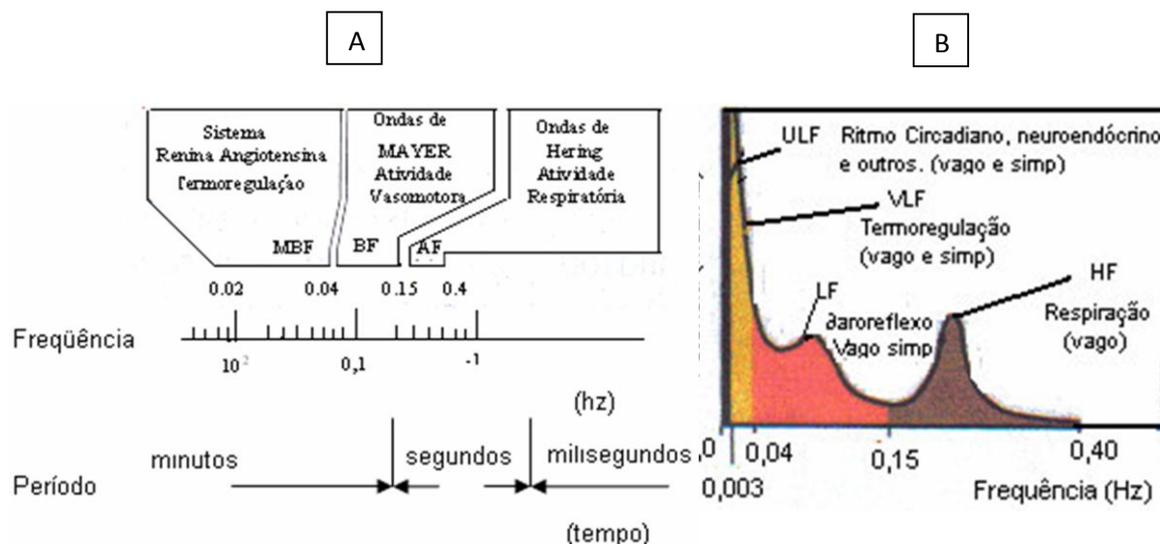


Fig. 8 - Ilustração das quatro principais faixas que compõem a potência. **B** - Análise espectral da VFC. Componentes, bandas, nervos eferentes e moduladores fisiológicos. HF: Alta frequência. LF: Baixa frequência. VLF: Frequência muito baixa. ULF: Ultra Baixa frequência. Adaptado de: Rassi, 2003.

Um dos potenciais benefícios da variabilidade da frequência cardíaca no domínio da frequência é a capacidade de identificar oscilações de frequência nas taxas dos sinais da frequência cardíaca, que podem ser interpretados como mecanismos fisiológicos distintos e através disso, identificar uma regulação neurocardíaca. Ainda, o pico de alta frequência em torno de 0.15-0.4 Hz corresponde a uma arritmia sinusal respiratória, mediada pela ação do sistema nervoso parassimpático e o pico de baixa frequência, oscilando entre 0.04 e 0.15Hz, é o resultado da ação da modulação simpática (Takase *et al.*, 2002).

A potência da variabilidade da pressão arterial sistólica e diastólica reflete a atividade do sistema nervoso simpático, sendo considerada um importante marco do controlo simpático-vascular. Desse ponto de vista, a maior vantagem da análise espectral dos sinais da variabilidade cardiovascular é que a potência de baixa frequência e alta frequência pode ser calculada de uma forma não invasiva (Shin *et al.*, 1997).

É importante lembrar que a banda de alta frequência coincide com a frequência respiratória podendo influenciar o aparecimento de um fenómeno chamado de arritmia sinusal respiratória que corresponde à variação de batimentos e que é mediada pelo nervo vago desde os estímulos diretos dos centros respiratórios cerebrais, mas também são influenciados pelos reflexos cardiopulmonares.

A componente espectral de alta frequência modelada pela frequência respiratória é um importante factor da participação vagal. O ritmo correspondente às ondas vasomotoras e presente na variabilidade da pressão arterial, definido como componente de baixa frequência, é um marco da modulação simpática (Malliani *et al.*, 1991).

1.7.2 Análise no Domínio do Tempo

Além da análise da variabilidade da frequência cardíaca no domínio da frequência, a análise no domínio do tempo é outra forma de avaliar as seqüências das oscilações cardiovasculares, obtendo-se através do cálculo da dispersão em torno da média da frequência cardíaca analisada num período prolongado.

O método mais simples para avaliar a variabilidade da frequência cardíaca é a medida no domínio do tempo, onde é determinada a frequência cardíaca em qualquer ponto no tempo ou nos intervalos RR correspondentes. Por ser não-invasivo, este método de estudo da variabilidade da frequência cardíaca já demonstrou possuir importante

utilidade clínica para avaliar a integridade da função neurocardíaca e para identificar a importância relativa da regulação simpática e da parassimpática no diagnóstico de doenças cardíacas e do sistema nervoso autónomo (Ribeiro *et al.*, 2000).

As medidas no domínio do tempo são índices obtidos num registo contínuo de electrocardiograma a partir do qual se determina a dispersão da duração dos intervalos entre complexos QRS normais, isto é, resultantes de despolarização sinusal. Estes índices usados para medir a variação da frequência cardíaca no domínio do tempo podem ser derivados de cálculos aritméticos, estatísticos ou geométricos (Reis *et al.*, 1998).

Por se levar em consideração o factor tempo e não o factor frequência, como na análise espectral, os índices derivados desse tipo de abordagem são conhecidos como índices no domínio do tempo. Apesar de traduzirem de forma muito simplificada o complexo comportamento do sistema cardiovascular, estes índices fornecem informações relevantes (Ribeiro & Filho, 2005). Os índices apresentados na tabela 1 são atualmente utilizados em períodos de tempo mais longos. Na análise desses índices são utilizados apenas os intervalos RR normais.

Variáveis	Medidas Estatísticas
RR médio (ms)	Média de todos os intervalos RR normais.
SDNN (ms)	Desvio padrão de todos os intervalos RR normais.
SDNNi (ms)	Média dos desvios padrões dos intervalos RR normais calculados em intervalos de 5 min.
SDANN (ms)	Desvio padrão das médias dos intervalos RR normais calculados em intervalos de 5 min.
RMSSD (ms)	Raiz quadrada da soma das diferenças sucessivas entre intervalos RR normais adjacentes ao quadrado.
pNN50 (%)	Percentagem de intervalos RR normais que diferem em mais de 50 milissegundos do seu adjacente.

Tabela 1 - Definição dos índices no domínio do tempo da variabilidade da frequência cardíaca. Adaptado de: Task Force of the European Society of Cardiology, 1996.

O significado fisiológico destes índices quando calculados por longos períodos de tempo tem sido estudado basicamente através da correlação com os achados da análise espectral e que, de uma forma geral, todos eles se correlacionam com os componentes de alta frequência, mas não permitem distinguir quando as alterações da variabilidade da frequência cardíaca são devidas ao aumento do tónus do simpático ou à diminuição do tónus vagal (Reis *et al.*, 1998).

A frequência cardíaca é calculada em cada ponto no tempo ou nos intervalos entre os sucessivos complexos. Os intervalos QRS são chamados intervalos RR, ou seja, são todos os intervalos entre os complexos QRS adjacentes e que resultam da ação vagal, correspondendo à despolarização do nódulo sinusal. Deste modo, as variáveis no domínio do tempo que podem ser calculadas incluem a média dos intervalos RR, a média da frequência cardíaca, a diferença entre o maior e o menor intervalo RR, e a diferença entre a frequência cardíaca obtida durante a noite e durante o dia. As variações instantâneas da frequência cardíaca secundárias à respiração são outras medidas que podem ser obtidas na análise no domínio do tempo (Task Force of European Society of Cardiology, 1996).

1.7.3 Métodos não-lineares

A análise da dinâmica da frequência cardíaca também pode ser estudada por métodos baseados na teoria do caos, ou seja, pela teoria de sistemas não-lineares.

A não-linearidade é um fenómeno presente em todos os sistemas vivos e por essa razão, surgem dificuldades de análises pelas técnicas estatísticas normalmente utilizadas em função dos comportamentos irregulares que provocam. Assim, tem sido cada vez mais frequente o interesse pelo comportamento dos sistemas dinâmicos não lineares em diversas áreas de pesquisa em ciência e a sua aplicação começou a interessar também ao estudo da regulação autónoma cardiovascular.

A análise desses estudos sugere que os mecanismos envolvidos na regulação cardiovascular provavelmente interagem entre si de modo não linear. Tem sido demonstrado que o expoente de escala fractal de curto prazo medido pelo método da análise de flutuações depuradas de tendências prediz eventos fatais cardiovasculares em várias populações. A Entropia Aproximada é também um índice não linear da dinâmica da frequência cardíaca, a qual descreve a complexidade do comportamento do intervalo RR e que tem fornecido informações referentes à vulnerabilidade do músculo cardíaco para ocorrência de fibrilação auricular. Existem muitos outros índices não-lineares tais como o Expoente de Lyapunov e a Dimensão de Correlação, os quais também fornecem informações sobre as características da variabilidade da frequência cardíaca, mas a sua utilidade clínica ainda não foi completamente estabelecida.

Embora os conceitos relacionados à teoria do caos, à matemática fractal e à complexidade dinâmica do comportamento da variabilidade da frequência cardíaca estejam ainda longe de serem aplicados na rotina clínica médica, constituem um campo frutífero para futuras pesquisas e expansão do conhecimento tanto em condições de saúde quanto de doença. Estudos recentes têm mostrado que uma baixa variabilidade da frequência cardíaca é um claro indicador de risco aumentado para ocorrência de arritmia ventricular grave. Flutuações de curto e longo prazo na frequência cardíaca são relacionadas com o controlo da divisão autónoma do sistema nervoso da atividade cardíaca e da vasomotricidade (Ribeiro *et al.*, 2005).

Deste modo, várias técnicas bem conhecidas têm sido aplicadas para detetar pacientes com elevado risco cardíaco recorrendo ao auxílio do eletrocardiograma.

A banda de frequência inferior a 0,003 Hz (frequência ultrabaixa – ULF) e a banda de frequência de 0,003 a 0,04 Hz (frequência muito baixa – VLF) representam as ações de regulação humoral, vasomotora e de temperatura além da atividade do sistema renina- angiotensina-aldosterona (Ribeiro *et al.*, 2005).

A banda de frequência de 0,04 a 0,15 Hz (frequência baixa – LF) reflete a modulação pelos tónus simpático e parassimpático por meio da atividade barorreflexa (regulação da pressão sanguínea) ao passo que a banda de frequência de 0,15 a 0,45 (frequência alta – HF) representa a modulação da atividade vagal com influencia da respiração.

1.8 Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca

A variabilidade da frequência cardíaca é condicionada por vários factores como por exemplo idade, sexo, posição corporal, a respiração e capacidade funcional. A literatura tem demonstrado que, com o avanço da idade, a variabilidade da frequência cardíaca sofre um declínio, ou seja, diminui a variação da mesma. Na população normal sem sinais patológicos, a variabilidade da frequência cardíaca apresenta limites amplos devido à adaptação autónoma do sistema nervoso, podendo a idade, postura corporal, emoções, hora do dia ou da noite induzir alterações nessa mesma variabilidade (Migliaro *et al.*, 2001). No que diz respeito ao género, há relatos de que

homens de meia-idade apresentam, predominantemente, uma variabilidade da frequência cardíaca mais baixa quando comparados com as mulheres da mesma faixa etária (Bigger *et al.*, 1996). Num estudo realizado com 40 voluntários saudáveis (Fig. 9), com diferentes faixas etárias, divididos em 4 grupos iguais, verificou-se uma progressiva diminuição da resposta da frequência cardíaca com o avançar da idade e conseqüentemente, uma menor variabilidade principalmente quanto à adaptação à posição bípede (Paschoal *et al.*, 2006).

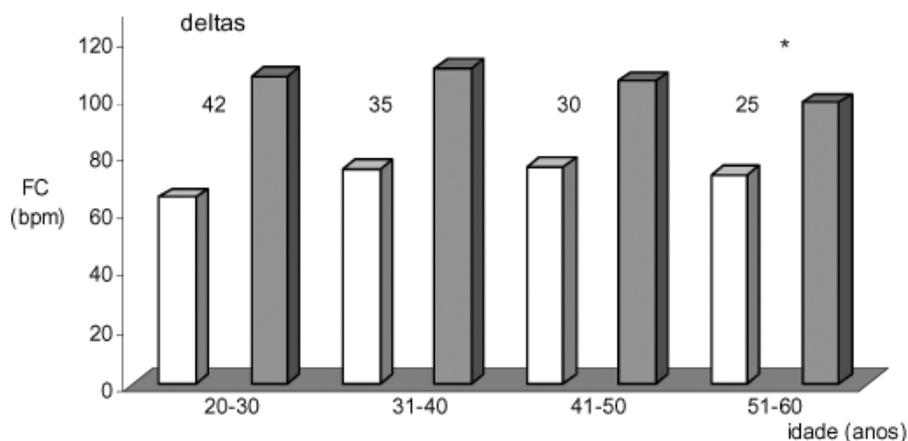


Fig. 9 – Valores médios de frequência cardíaca (a branco: posição supina; a cinza: posição bípede) e respectivos deltas (Δ 0-10s) para cada grupo de faixa etária estudado durante a fase de mudança de posição corporal na manobra postural ativa. Adaptado de: Paschoal, 2006.

A variabilidade da frequência cardíaca reduzida apresenta-se como um poderoso factor de previsão de complicações arritmicas decorrentes de um enfarte do miocárdio e de mortalidade (Roberts *et al.*, 2009).

A variabilidade da frequência cardíaca tem sido utilizada como um meio não-invasivo de avaliação do controlo neural do coração.

Estudos recentes têm demonstrado que a diminuição da variabilidade da frequência cardíaca está relacionada com um maior índice de morbilidade e mortalidade cardiovascular. Por essas razões, vários estudos recorrem a manobras respiratórias, mudanças de posição e bloqueios farmacológicos dos sistemas nervosos simpático e parassimpático, a fim de investigar a variabilidade da frequência cardíaca.

O primeiro relatório que relaciona a variabilidade da frequência cardíaca à respiração foi creditado por Karl Ludwig, que em 1847 anotou que a frequência cardíaca diminuía com a inspiração e aumentava com a expiração. A origem precisa desta variabilidade tem vindo a ser estudada extensivamente mas ainda não se estabeleceu um único mecanismo que defina as determinantes da variabilidade da frequência cardíaca com a respiração (Roberts *et al.*, 2009). Estas variações ocorrem devido às mudanças na frequência de despolarização do nódulo sinusal, existindo estreita ligação entre o ciclo cardíaco e o padrão respiratório na determinação da frequência cardíaca. Os intervalos RR do electrocardiograma variam ciclicamente batimento a batimento. Essa variação mais evidenciada em jovens é modulada pelos movimentos respiratórios denominando-se por arritmia sinusal respiratória (Barbosa *et al.*, 2003).

Também o excesso de peso influencia a frequência cardíaca e a sua variabilidade. Num grupo de jovens obesos, este facto confirmou-se por uma arritmia sinusal respiratória mais reduzida, indicando uma desregulação do sistema nervoso parassimpático (Tonhajzerova *et al.*, 2008). Outro factor referido como influência na variabilidade da frequência cardíaca tem a ver com o exercício físico onde por si, induz importantes modificações no

funcionamento do sistema cardiovascular e nos seus mecanismos de ajustes autonómicos. Deste modo, as alterações na frequência cardíaca e arritmia sinusal respiratória associadas com exercícios dinâmicos ocorrem pela alternância da atividade vagal, reafirmando o importante papel do comando central (Hatfield *et al.*, 1998). Nessa linha de raciocínio, através de experiências efectuadas usando bloqueios farmacológicos, foi possível verificar que muitos pesquisadores que trabalharam com essas mesmas técnicas consideraram a bradicardia sinusal induzida pelo treino, consequência de um desequilíbrio de dois ramos do sistema nervoso, ou seja, aumento da atividade parassimpática e decréscimo da atividade simpática ou mesmo a combinação de ambas (Stein *et al.*, 2002).

Utilizando também bloqueios farmacológicos seletivos, a resposta da frequência cardíaca ao exercício com predominância da atividade vagal é gradualmente inibida até ao nível submáximo e, aparentemente, a atividade parassimpática é totalmente inibida quando se alcança um nível máximo (Fig. 10).

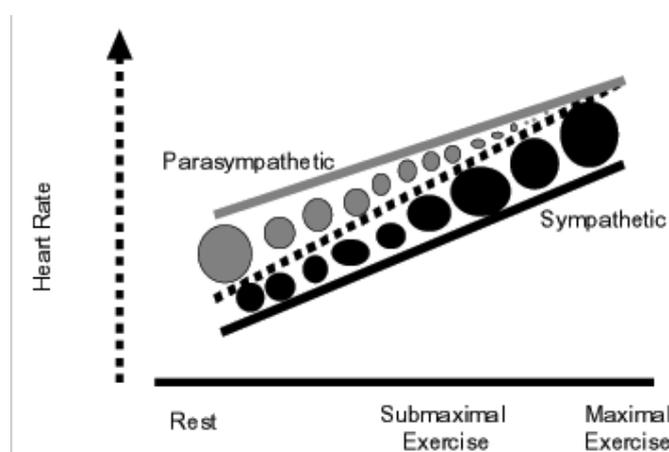


Fig. 10 – Controlo autonómico da frequência cardíaca em repouso e em exercício. Adaptado de Alemida & Araújo 2003.

Nos segundos iniciais do exercício, o aumento da frequência cardíaca deve-se à inibição da atividade vagal, que aumenta não só a contractilidade das aurículas, mas também a velocidade de condução da onda de despolarização do ventrículo no nódulo AV, independentemente do nível de intensidade do exercício e do nível de condição aeróbia do indivíduo saudável. Por outro lado, um indivíduo que não eleve significativamente a sua frequência cardíaca no início do exercício poderá significar uma atividade vagal danificada (Alemida & Araújo, 2003).

No entanto, muitos estudos sobre as análises espectrais suportam a teoria que o treino de resistência aeróbia aumenta a variabilidade da frequência cardíaca, a atividade do sistema parassimpático, contribui para a bradicardia (Gregoire *et al.*, 1996) e provoca mudanças no controlo da resposta cardiovascular (Butler *et al.*, 1994).

Após esta etapa inicial, a frequência cardíaca aumenta novamente. Isto deve-se à sobre-estimulação adrenergética no nódulo sinusal ou então, à distensão auricular e conseqüentemente distensão do nódulo sinusal devido a um retorno venoso mais elevado e ao aumento da temperatura corporal e da acidez sanguínea. A taquicardia inicial no exercício depende, principalmente, de uma influência vagal, enquanto o adicional incremento da frequência cardíaca numa dada carga absoluta depende de um aumento da atividade do sistema nervoso simpático. Mais recentemente verificou-se, que em animais, a atividade vagal diminuía progressivamente durante o exercício com cargas absolutas crescentes, ao passo que a atividade nervosa simpática aumentava

simultaneamente. Esses resultados sugerem que a taquicardia do exercício é vago-dependente nos primeiros instantes e simpático-dependentes nos períodos mais tardios (Gallo *et al.*, 1989).

Num grupo de atletas de meio-fundo, foi analisada a variação da frequência cardíaca ao longo de 3 semanas de treino intensivo e após uma semana de recuperação. Constatou-se que no domínio do tempo, a raiz quadrada das diferenças entre a média dos intervalos RR e a percentagem de intervalos que diferem mais de 50 ms diminuem com o treino, mas após um tempo de recuperação estes valores voltam a subir, ultrapassando os valores iniciais (Pichot *et al.*, 2000).

A influência vagal que controla o coração no início do exercício tem sido explicada pela irradiação cortical sobre a região bulbar, ao passo que a intensificação simpática no coração tem sido explicada pela ação de catecolaminas circulantes e pela ação metabolo-reflexa aferente iniciada na musculatura esquelética ativa. Todos esses mecanismos agem em sintonia para atender à solicitação metabólica na musculatura esquelética ativa.

Mais estudos compreendendo a variabilidade da frequência cardíaca em esforços físicos progressivos têm procurado demonstrar que a modulação parassimpática tende a diminuir progressivamente até à sua completa retirada quando atingido aproximadamente 60% do $VO_{2máx}$. Sugere-se que a intensidade de esforço correspondente ao término da influência vagal e ao início da participação mais significativa da modulação simpática coincide com o limiar anaeróbio. O limiar de lactato foi comparado com a intensidade de esforço físico em que a participação vagal é reduzida, denominando-se por limiar de variabilidade da frequência cardíaca (Brunetto *et al.*, 2008).

Verificou-se a coincidência entre o limiar de lactato e o limiar da variabilidade da frequência cardíaca, existindo indícios da ocorrência de uma possível relação causa/efeito entre os eventos autonómicos e metabólicos (Brunetto *et al.*, 2008).

Já no que se refere ao momento pós exercício físico, o regresso aos níveis de repouso dependem da interação em redor das funções autonómicas, do nível de condição física e da intensidade do exercício. A recuperação pode levar 1 hora após uma sessão de exercícios leve ou moderada, 4 horas após exercícios aeróbios de longa duração e até acima de 24 horas após exercícios intensos ou níveis máximos. O mecanismo responsável por tais discrepâncias na duração da recuperação ainda não está totalmente claro mas algumas considerações referem que a explicação mais plausível é o aumento da atividade vagal e a cessação da atividade simpática (Alemida & Araujo, 2003).

Em termos de prevenção para a saúde, verificou-se que a prática frequente de exercícios físicos aeróbios leves, com a frequência cardíaca controlada entre 100 bpm e 120 bpm, realizados três vezes por semana, por dois anos, em mulheres na entrada na menopausa, sem reposição hormonal, pode ter sido responsável pela melhoria da função autonómica cardíaca revelada pela análise da variabilidade da frequência cardíaca, representada pelo aumento significativo da modulação vagal e simpática no domínio da frequência. Da mesma forma, no domínio do tempo, a análise da variabilidade da frequência cardíaca demonstrou melhorias significativas dos componentes que refletem a atividade vagal das mulheres ativas, considerada protetora do coração (Paschoal *et al.*, 2008).

CAPÍTULO II

OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL DO ESTUDO

A prática de ciclismo na variante b.t.t., à semelhança de outras modalidades aeróbias, poderá incutir agressões ao sistema cardiovascular. O funcionamento deste sistema pode ser registado com recurso ao cardiofrequencímetro, sendo um instrumento de rápida e fácil aplicação, acessível monetariamente e não invasivo ao organismo.

Desta forma e com recurso à análise da variabilidade da frequência cardíaca, pretendemos avaliar a função autonómica e riscos cardiovasculares inerentes à prática de ciclismo variante b.t.t. Apesar do elevado aumento de interesse e praticantes da modalidade, pouco estudos investigaram os aspectos fisiológicos dos mesmos durante a prática da mesma (Impellizzeri *et al.*, 2002). A maioria dos estudos apenas relatam que o circuito de corrida de Cross-Country é realizado a intensidades máximas e submáximas, com médias de frequência cardíaca perto de 90% da frequência cardíaca máxima, podendo ultrapassar as 2 horas de duração (Stapelfeldt *et al.*, 2004). Desta forma, a capacidade de manutenção da frequência cardíaca em regimes máximos assim como a composição corporal (massa corporal) são determinantes para a performance do ciclista de b.t.t. No entanto, desconhecem-se as condicionantes da manutenção de regimes cardíacos bastante elevados durante longos períodos de tempo (Impellizzeri *et al.*, 2005).

Desconhece-se a relação risco/benefício do ciclismo na variante b.t.t., nomeadamente alterações cardiovasculares que possam surgir com a prática da mesma. Apesar dos longos períodos em regime aeróbio, são acima de tudo os períodos com intensidades máximas em regime anaeróbio que podem constituir algum tipo de risco. Mais ainda, desconhecem-se os efeitos da prática de b.t.t. em regimes máximos e acima de tudo intermitentes. Desta forma, é necessário analisar a variabilidade da frequência cardíaca, onde está implícita a atuação e influência do sistema nervoso autónomo. De uma forma mais simples, mas válida a análise de outros parâmetros da frequência cardíaca dão-nos também um importante contributo para a análise do risco.

2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO DO ESTUDO

Tendo em conta o que foi descrito anteriormente, temos como objetivo específico:

- 1- Análise da função autonómica com recurso à variabilidade da frequência cardíaca;
- 2- Avaliação do risco cardiovascular com recurso à análise da frequência cardíaca de repouso;
- 3- Análise da recuperação cardíaca ao 1º minuto após esforço máximo, uma vez que está demonstrada a relação deste fator com o risco de mortalidade e morte súbita;
- 4- Avaliação dos parâmetros 1, 2 e 3 em situação laboratorial e de campo, com recurso a um protocolo submáximo e teste máximo respetivamente;
- 5- Avaliação do risco cardiovascular com recurso ao indicador de obesidade razão perímetro cintura/anca, sendo que esta relação reflete a gordura abdominal não detetada pelo índice de massa corporal

2.3 HIPÓTESES

Com este trabalho, pensamos obter os seguintes resultados:

Hipótese₁ – Atuação mais significativa do sistema nervoso parassimpático durante e após exercício.

Hipótese₂ – Aumento da variabilidade da frequência cardíaca.

Hipótese₃ – Frequência cardíaca de repouso inferior à média da população.

Hipótese₄ – Recuperação cardíaca após esforço mais acentuada.

CAPÍTULO III

METODOLOGIA

3.1 CARACTERIZAÇÃO E SELEÇÃO DA AMOSTRA

O presente estudo foi realizado com recurso a 10 atletas ciclistas variante b.t.t. do sexo masculino, fazendo parte dos escalões competitivos Juniores, Sub-23 e Elites amadores. Possuíam no mínimo 2 anos de prática competitiva na modalidade, treinavam pelo menos 4 vezes por semana e estavam integrados em provas do calendário nacional de cada escalão.

Previamente à realização de todos os testes foi explicado aos ciclistas o objetivo da investigação e as condições de realização do estudo. Posteriormente, os ciclistas assinaram um termo de consentimento de participação voluntária.

Foi facultada aos atletas uma ficha onde teriam de inserir a frequência cardíaca basal avaliada ao acordar durante 3 dias intervalados.

3.2 DESENHO DO ESTUDO

O desenvolvimento do estudo compreendeu três fases:

- Na primeira fase procedeu-se à recolha das variáveis antropométricas, composição corporal e frequência cardíaca em repouso. Na presente fase, os ciclistas realizaram ainda um teste em tapete rolante para avaliação da variabilidade da frequência cardíaca e recuperação cardíaca após esforço. A totalidade desta fase foi realizada no Laboratório de Biocinética da FCDEF-UC.
- Na segunda fase realizou-se um teste submáximo em terreno, utilizando uma bicicleta de b.t.t. com o objetivo de avaliar a variabilidade da frequência cardíaca e recuperação cardíaca após esforço. A presente fase foi realizada em trilhos e caminhos de floresta da região de Coimbra.
- A terceira fase compreendeu a análise da frequência cardíaca e variabilidade da frequência cardíaca com recurso a *software* informático.

3.3 AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA

As variáveis antropométricas foram recolhidas com os seguintes objetivos:

- Caracterização da amostra;
- Comparação de resultados obtidos com outros estudos.

Todos os atletas foram avaliados no lado direito do corpo de acordo com os procedimentos técnicos descritos por Sobral e Silva (2001).

3.3.1 MASSA CORPORAL (M)

Com o participante descalço e com vestuário leve, coloca-se em cima da balança digital portátil (marca Seca, modelo 770 com graduação de 100 gr.), mantendo-se imóvel com o olhar dirigido em frente, até que o valor indicado na balança estabilize. Os valores são expressos em quilogramas (kg), com aproximação às décimas.

3.3.2 ESTATURA (EST)

A estatura consiste na distância entre o vértex da cabeça e o plano plantar, estando o corpo na posição de referência anatómica. Com os participantes descalços e posicionados de costas para o estadiómetro portátil (marca *Harpden*, modelo 98.603 da *Holtain Limited*, com precisão ao milímetro), faz-se descer o cursor (de madeira) do estadiómetro até este tocar o vértex da cabeça do ciclista. Após o contacto do cursor no vértex, procedeu-se à

leitura no contador mecânico analógico do aparelho. Os resultados são expressos em centímetros, com aproximação às décimas.

3.3.3 PERÍMETRO DA ANCA (PANC)

Corresponde ao diâmetro da maior circunferência registada ao nível do grande *trocânter*, situado na parte exterior da extremidade superior do fémur medido em cm e aproximado às décimas. Encontrando-se o ciclista de pé e com pés juntos, realiza-se a medição com uma fita métrica flexível (marca *Holtain*, com graduação em 1 mm) no lado direito do indivíduo.

3.3.4 PERÍMETRO DA CINTURA (PCINT)

Corresponde ao diâmetro ao nível do *omphalion* (cicatriz umbilical) medido em cm e aproximado às décimas. Encontrando-se o ciclista de pé e com pés juntos, realiza-se a medição com uma fita métrica flexível (marca *Holtain*, com graduação em 1 mm) no lado direito do indivíduo, após este ter realizado um ciclo inspiração/expiração profunda.

3.4 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS

Para a análise e tratamento estatístico dos dados foram usados os programas informáticos *Microsoft Office Excel* e *Statistical Package for Social Sciences – SPSS* versão 17.0. Para a caracterização da amostra e das variáveis nos diferentes domínios foi utilizada a estatística descritiva, recorrendo à média como medida de tendência central, e ao desvio padrão e erro como medidas de dispersão. Na análise inferencial e depois de testada a normalidade da distribuição com recurso ao teste não paramétrico *Kolmogorov-Smirnov Z*, recorreu-se ao Teste U de *Mann Whitney* para comparação dos resultados de amostras independentes.

3.5 MOMENTOS DE REGISTO DA FREQUENCIA CARDÍACA

No primeiro momento, foi registada a frequência cardíaca em repouso em decúbito dorsal. Segue-se o segundo momento de registo, correspondendo ao teste laboratorial, teste este onde se atingiu uma intensidade submáxima. O terceiro e quarto momentos de registo dizem respeito aos períodos de recuperação ativa e passiva respetivamente, ambos em laboratório. O quinto momento refere-se ao registo da frequência cardíaca em teste de campo, com intensidade máxima e por fim, o sexto momento refere-se à recuperação passiva em decúbito dorsal do mesmo teste.

3.6 VARIÁVEIS E DOMÍNIOS ANALISADOS

No presente estudo foi realizada a avaliação da composição corporal da amostra, recorrendo à estatura, massa corporal, perímetros da cintura e da anca, massa gorda, massa livre de gordura, massa muscular e índice de massa corporal. Seguiu-se a análise da frequência cardíaca com recurso à recuperação cardíaca, recuperação ativa/passiva e respetiva variação após o teste laboratorial e de campo e frequência cardíaca basal e de repouso. Por fim, avaliou-se a variabilidade da frequência cardíaca utilizando variáveis no domínio do tempo (MEANRR – média do intervalo entre batimentos em ms, MEANHR – média do número de batimentos cardíacos por minuto, STDRR – desvio padrão dos intervalos entre batimentos por minuto, RMSSD – raiz quadrada do desvio padrão da média de intervalos entre batimentos em ms (correspondendo à variância), pNN50 - percentagem do número sucessivo de intervalos RR que diferem mais que 50 ms e STDHR – desvio padrão da média do número de

batimentos por minuto) e no domínio da frequência (VLF – frequência muito baixa em ms^2 , LF – baixa frequência normalizada, HF – alta frequência normalizada, LF\HF – rácio entre baixa e alta frequência, TP – somatório de todas as frequências em ms^2). Foram ainda analisados os índices não lineares SD1 e SD2 (variabilidade de curta e longa duração respetivamente).

3.7 AVALIAÇÃO COMPOSIÇÃO CORPORAL – BIOIMPEDÂNCIA

A avaliação da composição corporal foi realizada com recurso à bioimpedância *Soft Tissue Analyser - STA Bia 101*, com frequência de medição 0,8 mA constante até 5000 Ohm, frequência de medição 50 KHz, sinusoidal de resistência (R_z) a 999 Ohm, reactância (X_c) 0 a 200 Ohm e *software bodygram* versão 1.3. Para isto, e com o atleta em decúbito dorsal e membros superiores e inferiores em 45° de abdução, foi necessária a limpeza da pele com álcool etílico e algodão hidrófilo, seguindo-se a colocação dos eléctrodos no 3º metacarpo do dedo médio (eléctrodo negativo) e zona média dos ossos do carpo (eléctrodo positivo). No pé foram colocados no 3º metatarso do dedo médio (eléctrodo negativo) e na posição intermédia da articulação tibiotársica (eléctrodo positivo). Na colocação dos eléctrodos, foi necessário colocar gel condutor à base de água para melhorar a condução do impulso eléctrico. Foi solicitado ao atleta a remoção de qualquer objeto metálico que estivesse em contacto com a pele. Procedeu-se ao afastamento dos membros inferiores para não existir contacto entre os mesmos, ao passo que os membros superiores foram apoiados numa cadeira a fim de não existir contacto com o tronco. O resultado foi obtido mediante a média de três avaliações da bioimpedância, registando-se imediatamente por escrito. Seguiu-se a remoção dos eléctrodos e limpeza da pele (com álcool).



Fig. 11 – Posição dos eléctrodos no membro superior (Eléctrodo 1) e membro inferior (Eléctrodo 2). Ribeiro, E., 2012.

Para assegurar a avaliação da composição corporal, a bioimpedância (BIA) é um método não-invasivo, indolor, isento de radiação, rápido, seguro e simples. O aparelho necessário para esta medida é relativamente barato, portátil e, por ser de pequeno porte, pode ser transportado para uso em diferentes locais. A impedância obtida (através de valores de reactância e resistência) é reduzida no tecido magro, onde se encontram, principalmente, os líquidos intracelulares e electrólitos, e elevada no tecido adiposo. É um método relativamente preciso que consiste na passagem pelo corpo de uma corrente eléctrica de baixa amplitude e alta frequência, permitindo registar a resistência (R_z) e a reactância (X_c). A partir dos valores de R_z e X_c são calculados a impedância (Z) e o ângulo de fase (PhA), água corporal total (TBW), além da quantidade de água extracelular (ECW) e intracelular (ICW). Segue-se, a massa livre de gordura (FFM), assumindo que a TBW é uma parte constante da FFM. Então, a massa de gordura corporal (BF) e a massa de células corporal (BCM) podem também ser avaliadas. A frequência mais usada na avaliação é de 50 kHz e possui eléctrodos de superfície que são colocados na mão e pé. Este método permite a estimativa da FFM e TBW, mas não é possível determinar diferenças na ICW. Estes resultados são baseados na mistura de teorias e equações empíricas (Kyle *et al.*, 2004). Embora esta avaliação não

seja válida em condições de hiper-hidratação, tal não significa que não seja válida para prever FFM absoluta ou TBW. (Gudivaka *et al.*, 1999). Embora sendo influenciável por uma série de efeitos (hidratação, percentagem de gordura, doenças neuromusculares), a BIA de corpo inteiro permite a determinação da FFM e TBW em sujeitos sem distúrbios eletrolíticos (Cômodo *et al.*, 2009).

Toda a avaliação da composição corporal recorrendo à BIA, necessita de padronização de metodologia, dado que é influenciável com a posição do corpo, exercício realizado anteriormente, dieta, ingestão de líquidos, temperatura ambiente e limpeza da pele para a colocação dos elétrodos. O consumo de bebidas e alimentos pode igualmente diminuir a impedância durante um período de 4 horas representando um erro de 3% (Kushner *et al.*, 1996). Quando comparado ao valor basal, o exercício físico diminui a resistência em 3% e a reatância em 8% imediatamente após o exercício. Neste caso, existe necessidade de aguardar 1 hora para a avaliação regressar ao normal. Para análise das equações também é necessário analisar o grupo étnico e indivíduos saudáveis (Heitmann *et al.*, 1994).

3.8 REGISTO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Durante a realização dos testes laboratoriais, a recolha de dados da frequência cardíaca foi efetuada com recurso a um cardiofrequencímetro (Polar S810, Polar Electro, Finland) com precisão de medição da frequência cardíaca de $\pm 1\%$ ou ± 1 batimento por minuto e margem de erro 0,4% no registo batimento RR e para detecção e transmissão da frequência cardíaca, foi colocada uma banda transmissora no peito (Polar modelo T81-Coded), mais especificamente a nível do apêndice xifóide. Este transmissor contempla um cinto elástico, que circunda todo o volume torácico de forma a ficar totalmente ajustado à morfologia dos participantes, mantendo um relativo conforto e evitando possíveis oscilações da posição do mesmo. Os dados detectados foram enviados para um receptor localizado no pulso esquerdo de cada atleta. Confirmou-se ainda o registo da frequência cardíaca no modo RR.



Fig. 12 – Cardiofrequencímetro Polar® S-810 utilizado durante os registos da frequência Cardíaca. Ribeiro E., 2012.

Outra técnica que poderia ser utilizada para avaliar a variabilidade da frequência cardíaca, mais concretamente a atividade do sistema nervoso autónomo é a colheita de sangue para medição da concentração dos valores das catecolaminas e acetilcolina. Através da análise destas substâncias é possível verificar a atividade do nervo vago e possíveis riscos cardiovasculares. Apesar de ser uma técnica exata, na prática é excluída por se tratar de um meio invasivo, moroso na obtenção dos resultados e bastante dispendioso. Em testes de terreno, é também difícil proceder a esta técnica por razões de colheita e armazenamento das amostras (Das, Undurti, 2011). Esta técnica é também passível de interferências, dado que a concentração de catecolaminas é também influenciada por condições de stress e estado de espírito do indivíduo, adulterando desta forma a atividade do nervo vago (Spasojevic *et al.*, 2011).

A utilização de cardiofrequencímetros veio colmatar o problema da utilização de material laboratorial em testes de campo, assim como a liberdade de realização de praticamente qualquer tipo de exercício. Assim, além da praticabilidade do cardiofrequencímetro, este é mais acessível em termos de custos e de elevada resistência às diferentes condições ambientais. Além disso, trata-se de um método não invasivo e de rápida instalação, possuindo igualmente elevada resistência às diferentes condições físicas dos protocolos. Um modelo com estas características é o *Polar S810*, que segundo vários autores, apresenta uma elevada precisão no registo de exercícios a baixas frequências quando comparados com o registo eletrocardiográfico. Quando comparado com o teste de campo de 4 segundos com recurso a um Eletrocardiograma, o cardiofrequencímetro demonstrou uma elevada correlação, revelando resultados iguais (Pimentel *et al.*, 2010). Neste aparelho, é posicionada uma fita no peito com elétrodos que capta o impulso elétrico cardíaco e transmite um sinal eletromagnético para o monitor/receptor. O sinal captado é enviado para o interface informático *Polar Pro Trainer 5®*. Neste equipamento, a unidade de tempo de registo é definida para 1 ms e os intervalos RR são recolhidos com frequências de 1000Hz (Vanderlei *et al.*, 2009).

A remoção de erros/interferências de aquisição pode ser feita através de um filtro de rejeição de impulso, ou recorrendo ao próprio *software Polar®* por duas formas: o primeiro é realizado digitalmente pelo *software* do equipamento e a segunda pela inspeção visual dos intervalos RR, onde se excluem os erros/interferências. Poderá também definir-se a taxa de batimentos sinusais limitada a 95% (Vanderlei *et al.*, 2009).

3.9 VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA – PROTOCOLO LABORATORIAL

3.9.1 PROTOCOLO DO TESTE

O atleta começou por se colocar em decúbito dorsal para avaliação da frequência cardíaca de repouso durante 10 minutos. Com o objetivo de avaliar a frequência cardíaca e a recuperação cardíaca 1 minuto após o esforço, foi aplicado um protocolo submáximo em tapete rolante, progressivo por patamares sem intervalos. O protocolo foi elaborado por nós, de forma a permitir atingir 80% da frequência cardíaca máxima sendo calculada através da fórmula de Karvonen ($FC_{\text{treino}} = FC_{\text{repouso}} + \text{Intensidade} \times (FC_{\text{máxima}} - FC_{\text{repouso}})$).

Assim, o atleta deslocou-se ao tapete rolante (*HP Cosmos Quasar Sportgerate GMBH D-83365*) iniciando o protocolo a 4 km/h sem inclinação durante 2 minutos. Ao mesmo tempo, procedeu-se à gravação da frequência cardíaca no cardiofrequencímetro. Neste protocolo, o incremento de velocidade é de 1km/h a cada dois minutos. Atingida a velocidade de 7 km/h, esta manteve-se constante e apenas foi incrementada a inclinação, neste caso 6% a cada dois minutos decorridos. O incremento de inclinação foi necessário para atingir o mais rápido possível 80% da frequência cardíaca máxima, antes de ser provocada fadiga localizada no atleta. O protocolo experimental no tapete rolante foi interrompido quando atingida 80% da frequência cardíaca máxima, ao mesmo tempo que se interrompe a gravação da frequência cardíaca. Neste momento, a inclinação da passadeira foi anulada, realizando-se recuperação ativa com velocidade a 5 km/h durante 4 minutos. Simultaneamente iniciou-se novo registo de gravação para determinar a frequência cardíaca após o 1º minuto de recuperação ativa e registou-se a mesma por escrito. Terminada a recuperação ativa, interrompeu-se novamente o registo do cardiofrequencímetro a fim de ser criado novo ficheiro de dados. A última fase consistiu na recuperação passiva em decúbito dorsal durante 20 minutos, em que se registou a frequência cardíaca a cada 2 minutos até término do mesmo. Os atletas realizaram o protocolo com registo da frequência cardíaca com recurso ao cardiofrequencímetro Polar S810 com taxa de gravação batimento a batimento.

Foi controlada a temperatura do ar ambiente e humidade relativa do laboratório durante todos os testes através de uma estação meteorológica (Weather Forecast Station, model BAR913HG, 2001 Oregon Scientific Inc. Portland, Oregon USA), mantendo-se os valores entre 20-23° C e 45-55% de humidade relativa. Desta forma assegurou-se a igualdade de condições em todos os testes.

Durante o teste, o atleta tomava livre decisão para optar pela melhor passada em função da velocidade e inclinação do mesmo.

3.10 VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA – PROTOCOLO CAMPO

3.10.1 PROTOCOLO DO TESTE

Com o objetivo de avaliar a frequência cardíaca e a recuperação cardíaca ao 1º minuto após o esforço em situação real, foi aplicado um protocolo submáximo no terreno em bicicleta de b.t.t. sem intervalos. O protocolo foi elaborado por nós, de forma a incluir todo o tipo de terreno/piso e variações de altimetria.

Os atletas realizaram o teste com registo da frequência cardíaca com recurso ao cardiofrequencímetro. Foi incutido ao atleta para que este realizasse o percurso no menor tempo possível e em ritmo de corrida. O atleta realizou uma volta ao percurso de *cross-country* (circuito fechado) com cerca de 6,2 km e altitude máxima e mínima respetivamente de 103 m e 8 m. Foi incutido a cada um dos atletas para executarem o protocolo em ritmo de prova. O percurso foi todo ele delimitado com fitas plásticas de acordo com os regulamentos de sinalização da *Federação Portuguesa de Ciclismo*. Iniciado o protocolo, procedeu-se ao registo da frequência cardíaca com recurso ao cardiofrequencímetro. O protocolo foi realizado com recurso a uma bicicleta *hardtail*, com quadro rígido em carbono tamanho M, transmissão de 27 velocidades, rodas de 26 polegadas e suspensão dianteira de 80 mm.

Aquando da recepção do atleta no final do percurso, interrompeu-se o cardiofrequencímetro de modo a criar ficheiros distintos de frequência cardíaca. Ao fim do 1º minuto pós esforço foi anotada a frequência cardíaca. Seguiu-se a fase de recuperação passiva durante 20 minutos com registo da frequência cardíaca de 2 em 2 minutos até término do mesmo.

3.11 ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Terminado todo o protocolo experimental de campo, procedeu-se à transferência de registos do cardiofrequencímetro para o computador/interface. Todos os registos foram analisados e filtrados através do *software Polar® Pro Trainer 5*. Posto isto, transferiram-se os registos corrigidos para o programa de análise da variabilidade da frequência cardíaca *Kubios HRV* versão 2.0, 2008, *Finland*. Posteriormente foram emitidos os relatórios de variabilidade de frequência cardíaca para cada atleta dos protocolos experimentais.

Na variabilidade de intervalos RR podem ser analisadas altas frequências (0,15 a 0,40 Hz), que traduzem o funcionamento do sistema parassimpático, ao passo que a variabilidade a baixas frequências (0,04 a 0,15 Hz) refletem a influência de ambos os sistemas simpático e parassimpático no coração (Sloan *et al.*, 2009).

A recuperação cardíaca após exercício é também analisada, pois reflete a ativação pronunciada do sistema nervoso parassimpático. Uma lenta reativação deste mesmo é preditor de risco de morte súbita ou doenças cardiovasculares (Billman, 2009).

Para a análise da variabilidade da frequência cardíaca, os diferentes índices podem ser obtidos através de métodos lineares (domínio da frequência e do tempo), e por métodos não lineares. O primeiro é dividido em dois

tipos: análise do domínio do tempo através de índices geométricos e estatísticos, seguido da análise no domínio da frequência (Vanderlei *et al.*, 2009).

Para a análise da variabilidade da frequência cardíaca através do domínio do tempo (resultados expressos em unidades de tempo – milissegundos), cada intervalo normal RR (batimento sinusal) é medido durante um determinado intervalo de tempo e, após isso, calculada a alteração da frequência cardíaca em cada ciclo baseado em métodos geométricos e estatísticos. Os índices estatísticos são: SDNN, SDANNi, RMSSD e pNN50. SDNN, SDANN e SDNNi são obtidos em gravações longas, representando a atividade simpática e parassimpática. RMSSD e pNN50 representam a atividade parassimpática, dado que são obtidos através da análise dos intervalos RR adjacentes (Vanderlei *et al.*, 2009).

Para o domínio do tempo, existe outro processo de análise sendo ele geométrico. Neste, recorre-se mais frequentemente ao índice triangular e ao *Plot Poincaré*. Aqui, os intervalos RR são apresentados em padrões geométricos, possuindo uma elevada correlação com o desvio padrão de todos os intervalos e não sofre alterações com batimentos ectópicos ou interferências, dado que estes se situam fora do triângulo (Vanderlei *et al.*, 2009).

Outro modo de análise linear é o domínio da frequência, onde a densidade do espectro é a mais utilizada. Esta decompõe a variabilidade da frequência cardíaca em componentes oscilatórias fundamentais:

- a) HF: altas frequências (*high frequency*), com amplitudes de 0,15 a 0,40 Hz;
- b) LF: baixas frequências (*low frequency*), com amplitudes 0,04 a 0,15 Hz;
- c) VLF: frequências muito baixas (*very low frequency*), com amplitudes 0 a 0,04 Hz;
- d) LF/HF: rácio baixas/altas frequências.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

O objetivo deste estudo consistiu na avaliação da função autonómica e riscos cardiovasculares na prática de ciclismo na variante b.t.t., recorrendo à análise da variabilidade da frequência cardíaca nos domínios do tempo (MEANRR, STDRR, RMSSD, pNN50, MEANHR e STDHR), da frequência (VLF, LF_{nu}, HF_{nu}, TP e LF/HF) e geométrico (SD₁ e SD₂). Foi ainda abordado a avaliação do risco cardiovascular com recurso à frequência cardíaca de repouso, recuperação cardíaca ao 1º minuto após esforço máximo e ao indicador de obesidade relação perímetro cintura/anca, uma vez que a obesidade é um fator acrescido do risco cardiovascular.

4.1 AVALIAÇÃO CORPORAL

Através da avaliação corporal, podemos referir que a presente amostra possui uma percentagem de massa gorda reduzida tendo em conta a idade. Apresentou igualmente um índice de massa corporal mais reduzido quando comparado com a generalidade da população. A relação entre os diferentes tipos de massas está representada no gráfico 1. Verificamos ainda que a amostra estudada revelou um rácio do perímetro cintura/anca de $0,83 \pm 0,66$ cm. O perímetro da cintura é inferior ao perímetro da anca e ao mesmo tempo, a amostra demonstrou uma elevada percentagem de massa livre de gordura. O índice de massa corporal revela um valor ideal para a manutenção de um estilo de vida saudável e uma percentagem de massa muscular de $50,51\% \pm 3,68$.

Tabela 2 – Avaliação corporal da amostra estudada de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. Os valores representam médias \pm desvio padrão.

Índice avaliado	Média \pm DP
Estatura (cm)	175,3 \pm 6,75
Massa Corporal (Kg)	66,78 \pm 7,42
Perímetro da Cintura (cm)	73,68 \pm 3,68
Perímetro da Anca (cm)	87,81 \pm 5,54
Massa Livre Gordura (%)	85,68 \pm 6,50
Massa Gorda (%)	8,00 \pm 1,07
Massa Muscular (%)	50,51 \pm 3,68
IMC (Kg/m ²)	21,7 \pm 1,55

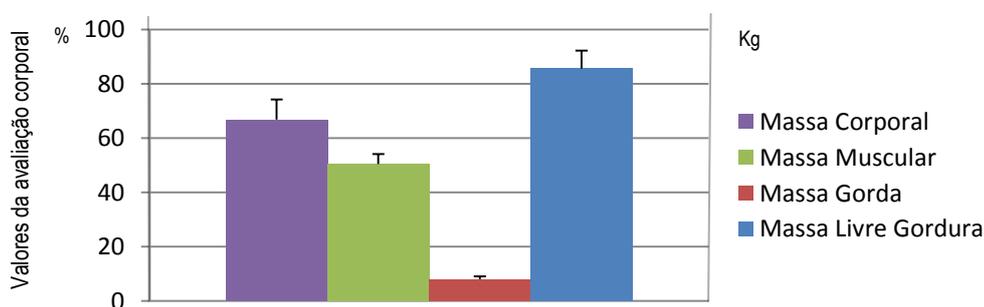


Gráfico 1 – Avaliação corporal da amostra avaliada de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. As barras representam valores médios da massa corporal expressa em Kg, massa muscular expressa em percentagem, massa gorda expressa em percentagem e massa livre de gordura expressa em percentagem. Os traços verticais representam o desvio padrão.

4.2 ANÁLISE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

4.2.1 FREQUÊNCIA CARDÍACA BASAL E DE REPOUSO

A amostra estudada revelou uma frequência cardíaca basal inferior à observada durante o período de repouso com 51 ± 10 bpm. Ao mesmo tempo, a frequência cardíaca de repouso da amostra é consideravelmente inferior à média da população, avaliada entre os 70 e 80 batimentos por minuto, mas superior à registada no nível basal com $46,50 \pm 7,82$ bpm.

Tabela 3 - Os valores representam o valor médio da frequência cardíaca basal avaliada em 3 dias ao acordar, assim como a frequência cardíaca de repouso avaliada em laboratório \pm desvio padrão (DP), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. Os valores apresentados são expressos em batimentos por minuto (bpm).

	Basal	Repouso
Média \pm DP (bpm)	$46,50 \pm 7,82$	51 ± 10

4.2.2 VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA NA SITUAÇÃO LABORATORIAL E DE CAMPO

O limiar teoricamente previsto da frequência cardíaca a 80% da máxima foi de $157,40 \pm 4,12$ bpm em situação laboratorial. No entanto, este mesmo foi largamente ultrapassado na situação de campo, onde foram registados $173,60 \pm 9,13$ bpm. Tendo em conta que o protocolo laboratorial terminava com o alcance de 80% da frequência cardíaca máxima, a mesma registada no final do presente protocolo foi muito próxima da estipulada, situando-se nos $159,40 \pm 11,38$ bpm. Quando comparadas as frequências cardíacas no período final de teste em ambos os protocolos, foi possível verificar que a situação de campo apresentou um valor consideravelmente superior. No entanto e após 1 minuto ao término do protocolo, as frequências cardíacas registadas em ambas as situações são muito semelhantes, sendo de $114,50 \pm 7,96$ e $116,00 \pm 17,56$ para as situações de laboratório e de campo respetivamente.

Em situação laboratorial e ao 4º minuto de recuperação ativa, a amostra estudada apresentou uma frequência cardíaca inferior ao registado em igual período de recuperação passiva na situação de campo.

A variação da recuperação cardíaca ao 1º minuto após término do exercício é superior no protocolo de campo quando comparada com o protocolo laboratorial, tendo alcançado o valor de $57,60 \pm 12,23$ e $44,90 \pm 10,39$ respetivamente.

Tabela 4 - Os valores representam o valor médio da recuperação cardíaca passiva em ambas as situações de teste \pm desvio padrão (DP), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. em vários momentos da recuperação, assim como variação da frequência cardíaca (FC) ao fim do 1º minuto (Δ FC 1º minuto). Os valores apresentados são expressos em batimentos por minuto (bpm).

Índice	Teste Laboratorial	Teste de Campo
	Média \pm DP (bpm)	
FC prevista teoricamente (80%)	157,40 \pm 4,12	
FC final teste	159,40 \pm 11,38	173,60 \pm 9,13
FC ao 1º minuto	114,50 \pm 7,96	116,00 \pm 17,56
FC ao 4º minuto	87,60 \pm 10,39	93,70 \pm 13,35
Δ FC 1º minuto	44,90 \pm 10,39	57,60 \pm 12,23

4.2.3 RECUPERAÇÃO CARDÍACA PASSIVA

A frequência cardíaca em repouso passivo no protocolo de campo apresenta constantemente valores superiores aos verificados em igual situação laboratorial. No entanto, a tendência de decréscimo ao longo dos 20 minutos é semelhante para ambas as situações. A realçar apenas um incremento do valor ao 6º minuto de recuperação passiva no protocolo de campo, com 96,90 \pm 11,74 bpm. No entanto, este facto não sucede no protocolo laboratorial.

Os valores apresentados estão de acordo com a literatura existente, na medida em que a frequência cardíaca durante a recuperação após exercício, é sempre ligeiramente superior à verificada em repouso pré-exercício, que no caso laboratorial foi de 51 \pm 10 bpm.

Tabela 5 - Os valores representam o valor médio da recuperação cardíaca passiva em ambas as situações de teste \pm desvio padrão (DP), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. durante 20 minutos de recuperação. Os valores apresentados são expressos em batimentos por minuto (bpm).

Tempo (m)	Teste de Laboratório	Teste de Campo
	Média \pm DP (bpm)	
2'	67,00 \pm 11,03	98,00 \pm 14,79
4'	63,40 \pm 9,05	93,70 \pm 13,35
6'	63,10 \pm 7,59	96,90 \pm 11,74
8'	62,70 \pm 8,99	91,30 \pm 13,86
10'	65,60 \pm 7,31	91,80 \pm 12,71
12'	63,20 \pm 8,95	90,00 \pm 15,00
14'	61,60 \pm 8,91	91,90 \pm 17,66
16'	62,70 \pm 9,84	86,40 \pm 14,96
18'	61,60 \pm 9,41	88,30 \pm 12,39
20'	60,50 \pm 9,65	86,40 \pm 14,21

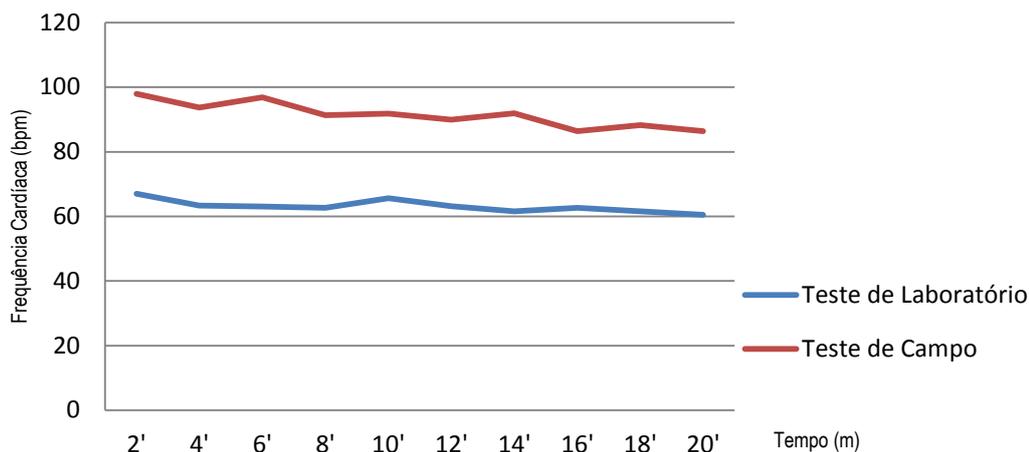


Gráfico 2 – Representação gráfica da linha de tendência do valor médio da recuperação cardíaca passiva em ambas as situações de teste ± desvio padrão, na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. durante 20 minutos de recuperação. Os valores apresentados são expressos em batimentos por minuto (bpm).

4.3 ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA NO DOMÍNIO DO TEMPO

4.3.1 INTERVALO ENTRE BATIMENTOS (MEANRR)

O MEANRR representa o intervalo de tempo entre cada batimento cardíaco registado em ms. Podemos afirmar, com um grau de confiança de 99% ($p < 0,001$) que durante a análise do intervalo médio entre batimentos da amostra, existe um decréscimo acentuado do mesmo na transição do repouso laboratorial (momento 1) para o teste laboratorial (momento 2). A mesma tendência de decréscimo ocorre ($p < 0,001$) quando correlacionado o momento 2 com a recuperação passiva laboratorial (momento 4). Em tendência contrária e com um grau de confiança de 99% ($p < 0,001$), o momento 4 aumenta consideravelmente em relação ao momento 3. O valor obtido durante o teste de campo (momento 5) revela-se bastante inferior ($p < 0,001$) ao mesmo registado na recuperação passiva de campo (momento 6). O momento 5 apresenta o valor mais baixo de todos os verificados. O momento 6 representa ainda um valor mais reduzido quando comparado com o momento 1 e o mesmo acontece quando é analisado o momento 5 com o momento 2, com valor inferior para o momento 5. Os momentos 1 e 4 revelam valores muito próximos, assim como os momentos 2 e 3. O valor de MEANRR é incrementado sempre que ocorre recuperação passiva ou situação de repouso.

Tabela 6 – Os valores representam a média dos intervalos entre batimentos em ms \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3, 5 e 6 em relação aos momentos 1 e 4. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3, 5 e 6 em relação aos momentos 1 e 4.

Índice estudado	Média \pm SEM
Mean RR 1 (ms)	1144,68 \pm 76,75
Mean RR 2 (ms)	552,24 \pm 21,26 *
Mean RR 3 (ms)	556,84 \pm 18,45 *
Mean RR 4 (ms)	960,18 \pm 46,06
Mean RR 5 (ms)	371,78 \pm 13,30 *
Mean RR 6 (ms)	639,46 \pm 28,02 *

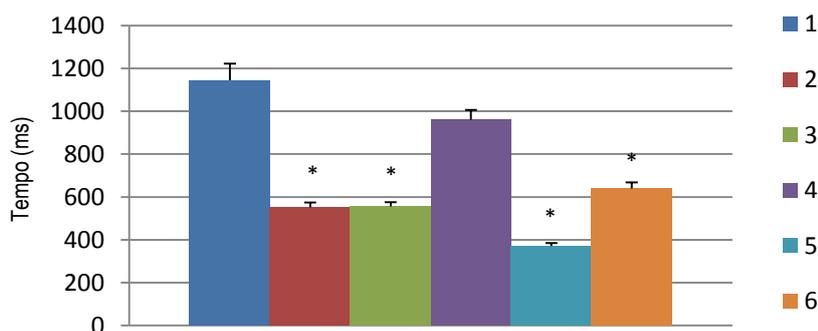


Gráfico 3 – Representação gráfica da média dos Intervalos entre batimentos na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em ms. As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3, 5 e 6 em relação aos momentos 1 e 4.

4.3.2 DESVIO PADRÃO DOS INTERVALOS ENTRE BATIMENTOS (SDNN)

O SDNN representa o desvio padrão entre batimentos registado em ms. Desta forma e com um grau de confiança de 99%, podemos afirmar que o valor obtido no momento 2 é superior ao observado no momento 1 ($p < 0,001$). Contrariamente ao descrito anterior, os momentos 1 e 3, assim como os momentos 1 e 4 apresentam valores muito próximos, tratando-se de períodos de repouso/recuperação. Com $p < 0,001$, apuramos que o momento 2 é superior aos momentos 3 e 4. Com um grau de confiança de 95% ($p < 0,05$), o valor registado no momento 5 é inferior ao mesmo obtido no momento 6. No entanto, o valor observado no momento 5 é inferior aos obtidos nos momentos 1 e 2 ($p < 0,001$). Em situação de teste submáximo laboratorial ocorre incremento do valor de SDNN, ao passo que em situação de teste máximo de campo este valor reduz consideravelmente.

Tabela 7 – Os valores representam o valor médio do desvio padrão dos intervalos entre batimentos em ms \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * p <0,001 dos momentos 2 e 5. ** p <0,05 do momento 6.

Índice estudado	Média \pm SEM
SDNN 1 (ms)	96,05 \pm 13,32
SDNN 2 (ms)	140,53 \pm 17,78 *
SDNN 3 (ms)	84,57 \pm 10,88
SDNN 4 (ms)	82,48 \pm 15,47
SDNN 5 (ms)	40,70 \pm 6,65 *
SDNN 6 (ms)	81,16 \pm 8,30 **

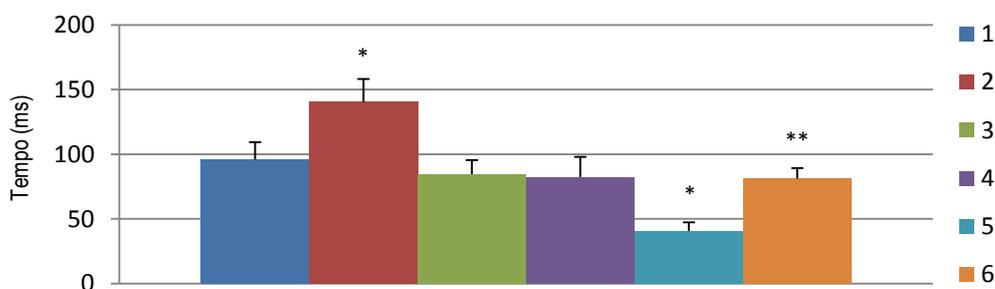


Gráfico 4 – Representação gráfica do valor médio do desvio padrão dos intervalos entre batimentos na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em ms. As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * p <0,001 dos momentos 2 e 5. ** p <0,05 do momento 6.

4.3.3 RAIZ QUADRADA DAS DIFERENÇAS DA MÉDIA DOS INTERVALOS ENTRE BATIMENTOS (RMSSD)

A raiz quadrada das diferenças da média dos intervalos entre batimentos traduz a modulação vagal. Com isto, verificamos que o valor obtido no momento 1 é bastante superior ao registado no momento 2, isto com um grau de confiança de 99% e p <0,001. O mesmo se passa quando o momento 1 é comparado com os momentos 3 e 4, onde estes apresentam valores inferiores ao registado no momento 1. No entanto, não existem diferenças nos resultados obtidos nos momentos 2 e 3, sendo estes muito semelhantes. Os momentos 2 e 3 comportam-se de igual forma quando relacionados com o momento 4, na medida em que o valor obtido no momento 4 é bastante superior aos registados nos momentos referidos. Quando analisado o valor obtido no momento 5 em relação ao momento 6, verificamos um significativo aumento com p <0,001. Em sentido inverso, existe um decréscimo abrupto quando relacionados o momento 1 com o momento 5, igualmente com um p <0,001. Por último, o valor registado no momento 2 é superior ao observado no momento 5. O valor de RMSSD é incrementado sempre que ocorre recuperação passiva ou situação de repouso.

Tabela 8 – Os valores representam o valor médio da raiz quadrada das diferenças da média dos intervalos entre batimentos em ms \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3, 5 e 6.

Índice estudado	Média \pm SEM
RMSSD 1 (ms)	73,04 \pm 10,81
RMSSD 2 (ms)	15,36 \pm 4,45 *
RMSSD 3 (ms)	9,28 \pm 1,76 *
RMSSD 4 (ms)	50,21 \pm 12,18
RMSSD 5 (ms)	5,35 \pm 0,55 *
RMSSD 6 (ms)	17,17 \pm 3,66 *

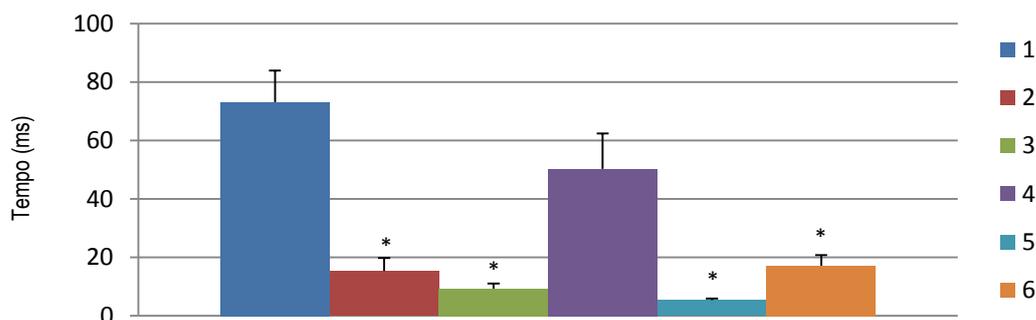


Gráfico 5 – Representação gráfica do valor médio da raiz quadrada das diferenças da média dos intervalos entre batimentos na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em ms. As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3, 5 e 6.

4.3.4 PERCENTAGEM DO NÚMERO SUCESSIVO DE INTERVALOS RR QUE DIFEREM MAIS QUE 50 ms (pNN50)

A percentagem do número sucessivo de intervalos RR que diferem mais que 50 ms reflete a modulação vagal. O valor registado no momento 1 é bastante superior ao observado nos momentos 2 e 3 ($p < 0,001$). É igualmente elevado em relação ao registado no momento 4, mas neste caso com um $p < 0,05$. Não existem diferenças entre os momentos 2 e 3 pois revelam um $p > 0,05$. O valor registado no momento 4 é igualmente superior em relação aos mesmos observados no momento 2 e 3. O valor obtido no momento 5 é inferior ao registado no momento 6, enquanto que o valor observado no momento 1 é significativamente maior ao registado no momento 5. O resultado registado no momento 2 é igualmente superior ao avaliado no momento 5 ($p < 0,05$). O valor de pNN50 é incrementado sempre que ocorre recuperação passiva ou situação de repouso.

Tabela 9 - Os valores representam o valor médio da percentagem do número sucessivo de intervalos RR que diferem mais que 50 ms \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 4, 5 e 6.

Índice estudado	Média \pm SEM
pNN50 1 (%)	41,25 \pm 5,32
pNN50 2 (%)	2,20 \pm 1,55 *
pNN50 3 (%)	0,37 \pm 0,19
pNN50 4 (%)	22,27 \pm 6,44 *
pNN50 5 (%)	0,04 \pm 0,02 *
pNN50 6 (%)	0,71 \pm 0,18 *

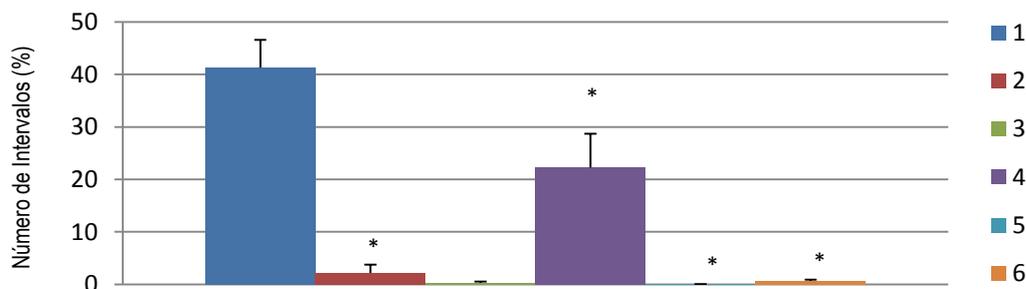


Gráfico 6 – Representação gráfica do valor médio da percentagem do número sucessivo de intervalos RR que diferem mais que 50 ms na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em ms. As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 4, 5 e 6.

4.3.5 MÉDIA DO NÚMERO DE BATIMENTOS CARDÍACOS POR MINUTO (MEANHR)

O número de batimentos cardíacos por minuto designa a frequência cardíaca. Desta forma, o momento 2 revela um número de batimentos superior ao momento 1 ($p < 0,001$). O mesmo acontece quando comparado o momento 1 com o momento 3, em que este último apresenta um valor superior ($p < 0,001$). Com tendência contrária, o momento 4 revela um número de batimentos inferior ao registado no momento 2, observando-se a mesma situação entre os momentos 3 e 4. Quando comparados os momentos 5 e 6, o primeiro revela um número de batimentos consideravelmente superior ao momento 6, sucedendo o mesmo quando comparado o momento 1 com o momento 5, existindo novamente um aumento considerável do número de batimentos. Existe igualmente um aumento do número de batimentos quando comparado o momento 2 com o momento 5, com registo superior para este último ($p < 0,001$).

Quando comparados os momentos 1 e 4, podemos afirmar que não existem diferenças entre si, dado que possuem valores muito semelhantes e correspondendo a momentos de repouso. O mesmo sucede com os

momentos 2 e 3, onde não existem diferenças entre os mesmos. O valor de MEANHR apresenta valores superiores em ambas as situações de teste.

Tabela 10 - Os valores representam o número médio de batimentos por minuto \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 4, 5 e 6.

Índice estudado	Média \pm SEM
MEANHR 1 (bpm)	54,84 \pm 3,77
MEANHR 2 (bpm)	116,74 \pm 3,49 *
MEANHR 3 (bpm)	110,65 \pm 3,24 *
MEANHR 4 (bpm)	64,15 \pm 2,92
MEANHR 5 (bpm)	164,73 \pm 5,61 *
MEANHR 6 (bpm)	97,09 \pm 4,10 *

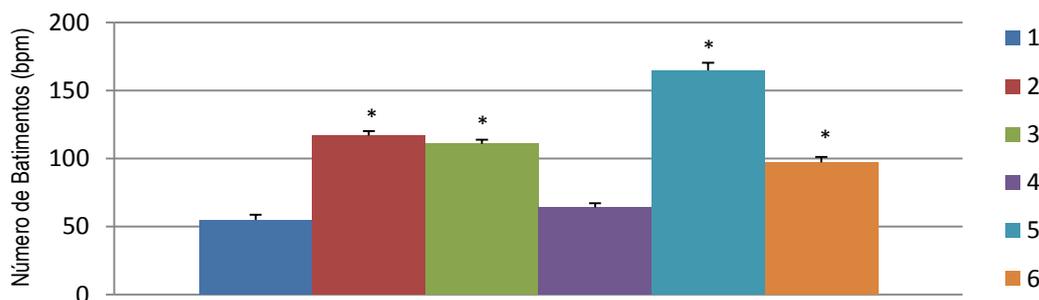


Gráfico 7 – Representação gráfica do valor médio do número de batimentos cardíacos por minuto na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em bpm (batimentos por minuto). As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 4, 5 e 6.

4.3.6 DESVIO PADRÃO DA MÉDIA DO NÚMERO DE BATIMENTOS CARDÍACOS POR MINUTO (STDR)

Com um $p < 0,001$, o momento 2 apresenta um valor consideravelmente superior ao momento 1. A mesma relação sucede quando o momento 3 possui um resultado igualmente superior ao momento 1. No entanto, o momento 3 possui um valor menor quando comparado com o momento 2 ($p < 0,05$). Esta tendência aplica-se também aos momentos 2 e 4 quando comparados entre si, na medida em que existe um valor bastante inferior no momento 4. Como seria de esperar, os momentos 1 e 4 não possuem diferenças entre si e revelam valores muito semelhantes. O mesmo sucede quando comparados os momentos 5 e 6. O momento 1 possui um valor inferior ao verificado no momento 5, ao passo que o momento 2 possui um resultado superior ao momento 5 ($p < 0,001$). Apenas é possível verificar uma redução do STDR nas situações de repouso e recuperação passiva laboratorial.

Tabela 11 - Os valores representam o desvio padrão do número médio de batimentos por minuto \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3, 4 e 5.

Índice estudado	Média \pm SEM
STDHR 1 (bpm)	4,81 \pm 0,65
STDHR 2 (bpm)	26,57 \pm 1,65 *
STDHR 3 (bpm)	18,80 \pm 1,77 *
STDHR 4 (bpm)	5,47 \pm 0,77 *
STDHR 5 (bpm)	14,12 \pm 1,74 *
STDHR 6 (bpm)	14,66 \pm 0,61

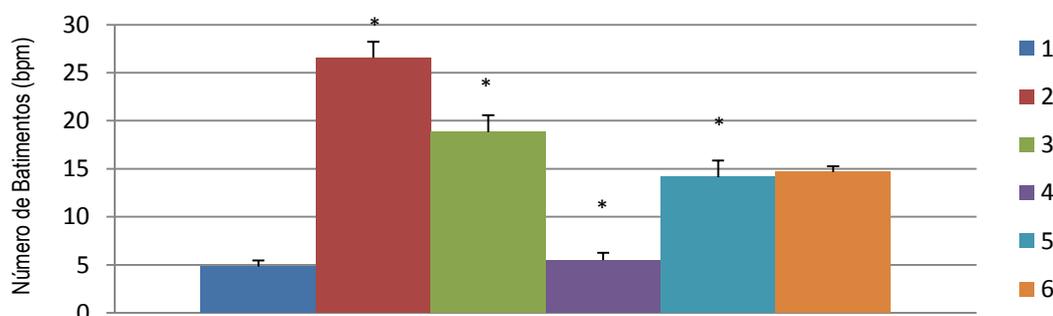


Gráfico 8 – Representação gráfica do valor médio do desvio padrão do número de batimentos cardíacos por minuto na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em bpm (batimentos por minuto). As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3, 4 e 5.

4.4 ANÁLISE NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

4.4.1 FREQUÊNCIA MUITO BAIXA EM VALORES ABSOLUTOS (VLF)

A frequência muito baixa traduz informações acerca do nível de atividade física, assim como possível indicador da atividade simpática. Desta forma, quando comparado o momento 1 com o momento 2, é possível afirmar com um grau de confiança de 95% que ocorre um aumento considerável da frequência no momento 2. No entanto, quando comparamos os momentos 1 e 3, este último possui um valor inferior. Diferentes da tendência anterior encontram-se os momentos 1 e 4, onde não existem diferenças entre si, possuindo valores muito semelhantes. O momento 2 possui uma frequência mais elevada que os momentos 3 ($p < 0,001$) e 4 ($p < 0,05$). Os momentos 3 e 4 não possuem diferenças entre si. O mesmo sucede quando comparados os momentos 5 e 6. O momento 1 possui uma frequência superior ao momento 5 ($p < 0,05$), assim como o momento 2 possui um valor superior ao registado no momento 5 ($p < 0,001$). Verifica-se o maior incremento de VLF durante o teste laboratorial.

Tabela 12 - Os valores representam a frequência muito baixa em valores absolutos \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3 e 5.

Índice estudado	Média \pm SEM
VLF 1 (ms^2)	4433,55 \pm 1273,89
VLF 2 (ms^2)	12311,22 \pm 2984,52 *
VLF 3 (ms^2)	1683,33 \pm 599,86 *
VLF 4 (ms^2)	4515,55 \pm 2142,63
VLF 5 (ms^2)	1454,11 \pm 500,23 *
VLF 6 (ms^2)	2579,44 \pm 856,21

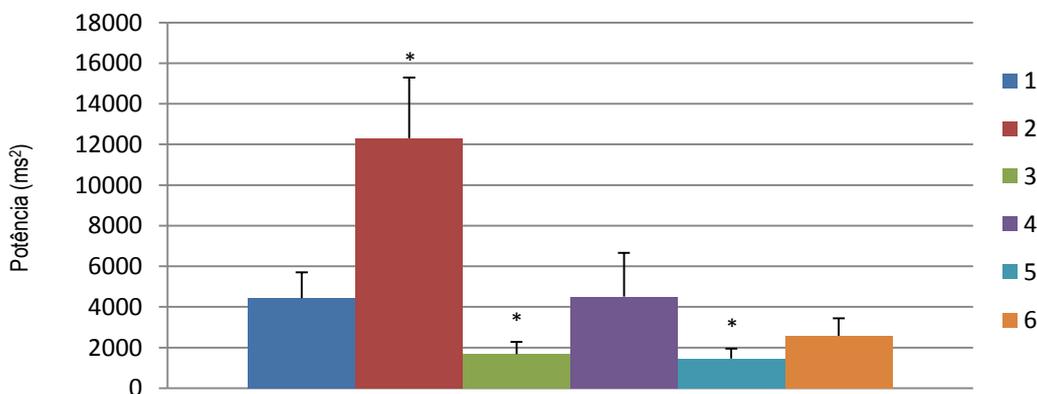


Gráfico 9 – Representação gráfica do valor médio da frequência muito baixa em valores absolutos na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em unidades normalizadas. As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3 e 5.

4.4.2 BAIXA FREQUÊNCIA EM VALORES NORMALIZADOS (LF_{nu})

A frequência baixa normalizada é obtida através aplicação da fórmula $\frac{LF(ms^2)}{Potência\ Total\ (ms^2) - Frequência\ muito\ baixa\ (ms^2)} \times 100$, indicando a modulação simpática. O momento 1 possui um valor inferior ao momento 2 onde o $p < 0,001$, ocorrendo a mesma tendência comparando os momentos 1 e 3, com superioridade neste último. No entanto, não existem diferenças entre os momentos 1 e 4 assim como entre os momentos 2 e 3, dada a semelhança de valores. Com tendência contrária, ocorre uma redução significativa do momento 2 para o momento 4 ($p < 0,05$), ocorrendo a mesma diminuição de frequência do momento 3 para o momento 4. Podemos verificar uma tendência de crescimento do momento 5 para o momento 6, assim como aumento de frequência do momento 1 para o momento 5. Contrariamente a esta tendência é possível verificar uma redução da frequência do momento 2 para o momento 5 ($p < 0,05$).

Tabela 13 - Os valores representam a frequência baixa em valores normalizados ± erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * p <0,001 dos momentos 2, 3, 5 e 6.

Índice estudado	Média ± SEM
LF 1 (nu)	57,51±3,94
LF 2 (nu)	84,51±3,98 *
LF 3 (nu)	86,87±2,55 *
LF 4 (nu)	66,54±5,78
LF 5 (nu)	73,87±3,63 *
LF 6 (nu)	85,26±2,57 *

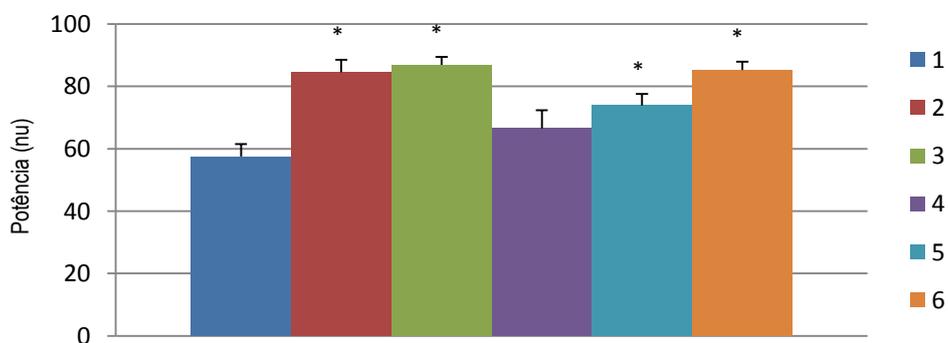


Gráfico 10 – Representação gráfica do valor médio da frequência baixa em valores normalizados na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em unidades normalizadas. As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * p <0,001 dos momentos 2, 3, 5 e 6.

4.4.3 ALTA FREQUÊNCIA EM VALORES NORMALIZADOS (HF_{nu})

A alta frequência normalizada é obtida através aplicação da fórmula

$$\frac{HF(ms^2)}{Potência\ Total\ (ms^2) - Frequência\ muito\ baixa\ (ms^2)} \times 100$$

definindo o marcador de modulação vagal. Desta forma, é possível observar uma diminuição de frequência do momento 1 para o momento 2, assim como do momento 1 para o momento 3 (p <0,001). Não existem diferenças entre os momentos 1 e 4, assim como entre os momentos 2 e 3. No entanto, verificamos um aumento considerável de frequência do momento 2 para o momento 4 assim como entre os momentos 3 e 4 (p <0,05). Ocorre igualmente um incremento de frequência do momento 2 para o momento 5. Entre os momentos 5 e 6 ocorre uma diminuição da frequência, assim como na relação do momento 1 com o momento 5, em que este último possui um valor inferior (p <0,05).

Tabela 14 - Os valores representam a alta frequência em valores normalizados \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 1 e 3. ** $p < 0,05$ dos momentos 4, 5 e 6.

Índice estudado	Média \pm SEM
HF 1 (nu)	42,48 \pm 3,94 *
HF 2 (nu)	15,48 \pm 3,98
HF 3 (nu)	13,12 \pm 2,55 *
HF 4 (nu)	33,47 \pm 5,78 **
HF 5 (nu)	26,12 \pm 3,63 **
HF 6 (nu)	14,73 \pm 2,57 **

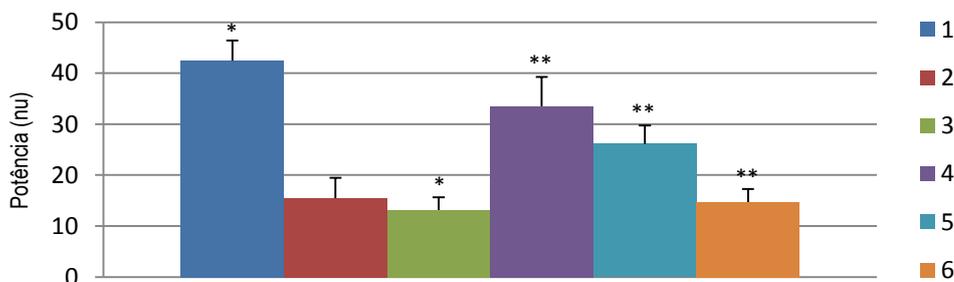


Gráfico 11 – Representação gráfica do valor médio da frequência alta em valores normalizados na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em unidades normalizadas. As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 1 e 3. ** $p < 0,05$ dos momentos 4, 5 e 6.

4.4.4 RÁCIO ENTRE BAIXAS E ALTAS FREQUÊNCIAS (LF/HF)

O rácio entre baixas e altas frequências representa o balanço global simpáticovagal. Podemos verificar um aumento considerável do momento 1 para o momento 2, assim como situação igual do momento 1 para o momento 3 ($p < 0,001$). No entanto, não existem diferenças entre os momentos 1 e 4, assim como entre os momentos 2 e 3. Observamos uma redução considerável do rácio do momento 2 para o momento 4, assim como do momento 3 para o momento 4. Podemos verificar um aumento do rácio do momento 5 para o momento 6, assim como do momento 1 para o momento 5. Em situação contrária, ocorre diminuição do rácio do momento 2 para o momento 5. Os valores mais reduzidos verificam-se nas situações de repouso e recuperação passiva, ambas em situação laboratorial.

Tabela 15 - Os valores representam o rácio entre baixas e altas frequências \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 1 e 3. ** $p < 0,05$ dos momentos 5 e 6.

Índice estudado	Média \pm SEM
Rácio LF/HF 1 (ms ²)	1,53 \pm 0,24 *
Rácio LF/HF 2 (ms ²)	7,74 \pm 1,41
Rácio LF/HF 3 (ms ²)	9,11 \pm 1,82 *
Rácio LF/HF 4 (ms ²)	2,83 \pm 0,66
Rácio LF/HF 5 (ms ²)	3,74 \pm 0,89 **
Rácio LF/HF 6 (ms ²)	7,37 \pm 1,25 **

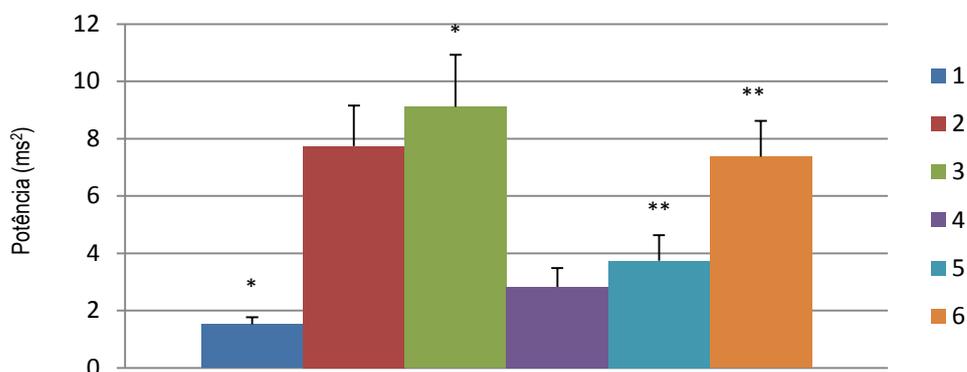


Gráfico 12 – Representação gráfica do valor médio do rácio entre baixas e altas frequências na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em ms². As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 1 e 3. ** $p < 0,05$ dos momentos 5 e 6.

4.4.5 POTÊNCIA TOTAL DAS MUITO BAIXAS, BAIXAS E ALTAS FREQUÊNCIAS (TP)

A potência total corresponde à variância total das muito baixa, baixa e alta frequências, designando a modulação vagal. Neste caso, podemos observar que não existem diferenças entre os momentos 1 e 2, assim como entre os momentos 1 e 4 e os momentos 5 e 6. Descrevemos uma diminuição da potência do momento 1 para o momento 3, assim como do momento 2 para o momento 3. Esta tendência prevalece igualmente entre os momentos 2 e 4, momentos 1 e 5 e momentos 2 e 5 ($p < 0,001$), com decréscimo acentuado da potência para o 2º momento descrito. Contrariamente ao descrito ocorre um aumento de potência do momento 3 para o momento 4 ($p < 0,05$).

Tabela 16 - Os valores representam a potência total das muito baixas, baixas e altas frequências \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3 e 5. ** $p < 0,05$ do momento 4.

Índice estudado	Média \pm SEM
TP 1 (ms ²)	8169,55 \pm 2264,89
TP 2 (ms ²)	13035,11 \pm 3286,83 *
TP 3 (ms ²)	1906,66 \pm 637,53 *
TP 4 (ms ²)	7638,44 \pm 3771,47 **
TP 5 (ms ²)	1464,55 \pm 504,08 *
TP 6 (ms ²)	3353,44 \pm 1080,42

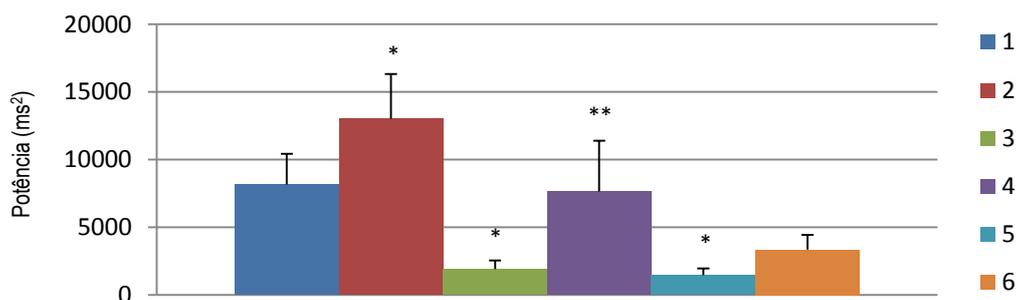


Gráfico 13 – Representação gráfica do valor médio da potência total das muito baixas, baixas e altas frequências na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em ms². As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2, 3 e 5. ** $p < 0,05$ do momento 4.

4.4.6 VARIABILIDADE DE CURTA DURAÇÃO (SD₁)

A variabilidade de curta duração quantifica a modulação e influência vagal. Desta forma, podemos afirmar que existe uma importante redução da variabilidade do momento 1 para o momento 2, assim como a mesma redução do momento 1 para o momento 3 ($p < 0,001$). Existe igualmente uma redução considerável da variabilidade do momento 1 para o momento 5. A mesma tendência é aplicada quando comparados os momentos 2 e 5, em que este último apresenta um valor inferior ao momento 2 ($p < 0,001$). Contrariamente ao descrito anteriormente, não existem diferenças de variabilidade entre os momentos 1 e 4, assim como nos momentos 2 e 3. Com um intervalo de confiança de 99%, podemos verificar um aumento da variabilidade do momento 3 para o momento 4, assim como do momento 5 para o momento 6 ($p < 0,001$). Com um grau de confiança de 95%, verificamos que existe um incremento de variabilidade do momento 2 para o momento 4, com um $p < 0,05$.

Tabela 17 - Os valores representam a variabilidade de curta duração \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 1, 4, 5 e 6. ** $p < 0,05$ do momento 2.

Índice	Média \pm SEM
SD ₁₋₁ (ms)	51,67 \pm 7,65 *
SD ₁₋₂ (ms)	10,86 \pm 3,15 **
SD ₁₋₃ (ms)	6,58 \pm 1,24
SD ₁₋₄ (ms)	35,52 \pm 8,63 *
SD ₁₋₅ (ms)	3,76 \pm 0,39 *
SD ₁₋₆ (ms)	12,15 \pm 2,59 *

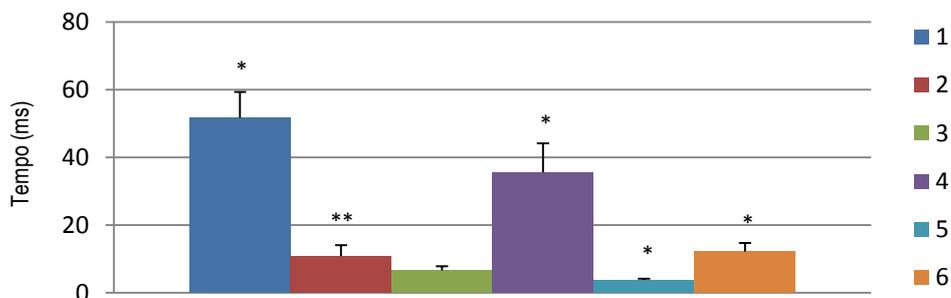


Gráfico 14 – Representação gráfica do valor médio da variabilidade de curta duração na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em ms. As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 1, 4, 5 e 6. ** $p < 0,05$ do momento 2.

4.4.7 VARIABILIDADE DE LONGA DURAÇÃO (SD₂)

A variabilidade de longa duração apresenta um incremento do momento 1 para o momento 2, assim como do momento 5 para o momento 6 ($p < 0,05$). No entanto, não existem diferenças entre os momentos 1 e 3, momentos 1 e 4 e também entre os momentos 3 e 4. Com tendência contrária ao descrito inicialmente, existe uma diminuição da variabilidade do momento 2 para o momento 3, assim como do momento 2 para o momento 4 ($p < 0,05$). A diminuição mais significativa ocorre entre os momentos 2 e 5, com variabilidade inferior para o momento 5 ($p < 0,001$). O momento 5 possui igualmente um valor inferior quando comparado com o momento 1 ($p < 0,05$), sendo o mais reduzido de todos os momentos.

Tabela 18 - Os valores representam a variabilidade de longa duração \pm erro padrão (SEM), na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2 e 5.

Índice estudado	Média \pm SEM
SD ₂ -1 (ms)	125,14 \pm 17,72
SD ₂ -2 (ms)	198,24 \pm 24,99 *
SD ₂ -3 (ms)	119,12 \pm 15,36
SD ₂ -4 (ms)	110,56 \pm 20,40
SD ₂ -5 (ms)	57,12 \pm 9,49 *
SD ₂ -6 (ms)	113,92 \pm 11,53

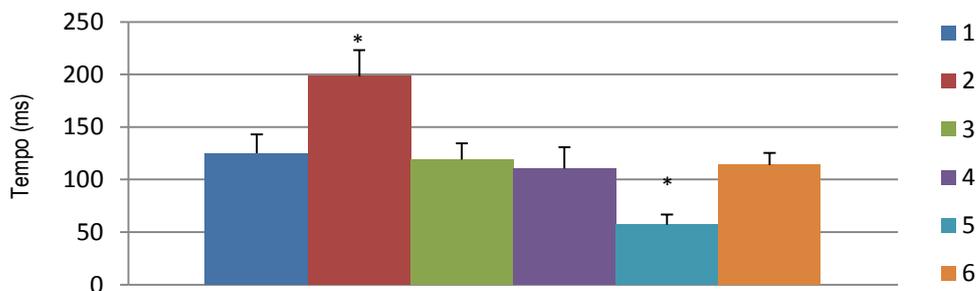


Gráfico 15 – Representação gráfica do valor médio da variabilidade de longa duração na amostra de 10 atletas de ciclismo variante b.t.t. expressa em ms. As barras representam o valor médio e a linha vertical o erro padrão. O momento 1 diz respeito ao repouso laboratorial, momento 2 ao teste laboratorial, momento 3 à recuperação ativa laboratorial, momento 4 à recuperação passiva laboratorial, momento 5 ao teste de campo e o momento 6 à recuperação passiva laboratorial. * $p < 0,001$ dos momentos 2 e 5.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

5.1 COMPOSIÇÃO CORPORAL

De acordo com o Colégio Americano de Ciências Médicas e para o género masculino, o rácio do perímetro cintura/anca superior a 0,95, representa um risco cardiovascular acrescido. Desta forma, a amostra de 10 atletas de ciclismo na variante b.t.t. não apresenta fator de risco cardiovascular segundo o indicador de adiposidade abdominal, dado que se registou um rácio de $0,83 \pm 0,66$ cm.

Tendo em conta que os riscos para a saúde relacionados com obesidade iniciam no limite de 25 a 30 Kg/m², a amostra estudada não revela risco acrescido através do índice de massa corporal nem à percentagem de massa gorda.

Os dados apresentados pela estatura, revelam uma média superior ao registado a nível Nacional, sendo esta de 172,9 cm. A massa corporal registada apresenta semelhanças com os atletas de elite Mundial, dado que Impellizzeri *et al.* (2005) concluiu que estes possuem capacidades aeróbias superiores com uma massa corporal de 66,2 Kg. Igualmente, a percentagem de massa muscular revela um valor ideal para a amostra.

5.2 VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Sendo um ponto de referência para determinação das faixas de intensidade, a frequência cardíaca em repouso é habitualmente referencial para a condição do organismo humano. Sabendo à partida que um indivíduo saudável possui uma frequência cardíaca de repouso de cerca de 70 a 80 bpm, valores inferiores a estes relacionam-se com uma boa condição funcional do sistema nervoso autónomo. Os valores observados na amostra estão de acordo com esta afirmação, pois foi possível verificar um valor médio de frequência cardíaca de repouso de 51 bpm. Quando o que foi descrito anteriormente é confrontado com a frequência cardíaca basal média da amostra, a diferença é mais pronunciada com 46,50 bpm. Podemos afirmar com base nos presentes resultados que a amostra analisada revela uma elevada modulação vagal.

Após o exercício, a frequência cardíaca volta exponencialmente aos valores de repouso. A influência do sistema vagal induz a redução de cerca de 30 a 35 batimentos por minuto em adultos saudáveis. Podemos verificar que obtivemos reduções da frequência cardíaca 1 minuto após término do exercício consideravelmente superiores ao descrito anteriormente. Na situação laboratorial, o decréscimo foi de $44,90 \pm 10,39$ bpm, ao passo que na situação de campo, o decréscimo foi de $57,60 \pm 12,23$ bpm. Apesar de na situação de campo, a amostra apresentar um valor médio de frequência cardíaca superior à verificada na situação laboratorial, no 1º minuto após término do exercício os valores são praticamente iguais em ambas as situações. Tal facto sucede devido à reativação do sistema nervoso parassimpático e diminuição da influência simpática confirmada por Perini & Vecsteinas (2003) afirmando que o decréscimo acentuado da frequência cardíaca após o 1º minuto ao exercício deve-se à diminuição da modulação simpática que é iniciada cerca de 1 minuto após o exercício. No final do exercício, a frequência cardíaca regressa aos valores de controlo/repouso, onde a correta ativação da função vagal induz ao decréscimo da frequência cardíaca em cerca de 30/35 bpm, isto após 1 minuto ao término do exercício. Este acontecimento também sucede devido ao progressivo decréscimo da atividade simpática (Perini *et al.*, 1989).

De salientar que quanto maior a intensidade do exercício, maior será a frequência cardíaca durante o período de recuperação. Isto sucede devido ao mecanismo baroreflexo/vasodilatação a que o organismo esteve sujeito durante o exercício, evitando desta forma o colapso cardiovascular com a descida da frequência cardíaca para valores basais. Estes resultados sugerem que a rápida reativação vagal ocorre após o término do exercício, mas o restauro do controlo autónomo da frequência cardíaca é mais lento após o exercício de elevada intensidade e dispêndio energético (Martinmäki & Rusko, 2008). Este facto confirma-se na presente amostra, onde a frequência

cardíaca de repouso passiva em situação de campo foi sempre superior à registada durante igual período laboratorial. A referir que o protocolo de campo foi realizado em intensidade máxima e o protocolo laboratorial restringido a 80% da frequência cardíaca máxima teoricamente prevista. Apesar disto, a tendência de diminuição da frequência cardíaca durante o repouso foi igual para ambas as situações.

5.3 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Na transição de repouso para o exercício, existe um decréscimo no desvio padrão dos intervalos RR (SDNN), diminuição da potência das altas frequências (HF), ao passo que as baixas frequências não sofrem grandes alterações (Goldberger *et al.*, 2006). No presente estudo, confirma-se a afirmação anterior à exceção do valor de SDNN. Em relação à HF, esta transita de um valor médio de $42,48 \pm 3,94$ para $15,48 \pm 3,98$ ms do repouso para o teste laboratorial, e de $33,47 \pm 5,78$ para $26,12 \pm 3,63$ ms da recuperação passiva laboratorial para o teste de campo. Isto confirma a hipótese de que a alta frequência está relacionada com a função vagal, dado que ocorre diminuição da atividade parassimpática, para passar a existir predominância simpática. A potência das baixas frequências (LF) apresenta uma tendência muito semelhante em todos os momentos de análise do estudo, confirmando-se o referido anteriormente. As normalizações das frequências foram importantes na redução de possíveis interferências durante o registo, assim como na minimização dos efeitos de alterações da potência total das baixas e altas frequências.

Verifica-se a presença de valores significativamente elevados para as variáveis do domínio do tempo, nomeadamente na média dos intervalos RR, na percentagem de intervalos que diferem mais de 50 ms (pNN50) e na raiz quadrada das diferenças da média dos intervalos RR (RMSSD). Dado que todos estes parâmetros são indicadores da atividade parassimpática, podemos afirmar que na transição repouso/exercício, existe um decréscimo na influência vagal, passando a vigorar atividade simpática. As variáveis SDNN e RMSSD sofreram grandes reduções durante o período de teste, mas nos momentos de recuperação ativa e passiva, estes valores sofreram incrementos significativos. Dado que a SDNN inferior a 70 ms e a RMSSD inferior a 27 ms são fatores de risco de morte súbita, neste caso e após exercício, as variáveis ultrapassaram claramente estes valores limite. Com base na variável SDNN e RMSSD é possível afirmar que se correlacionam diretamente com a variabilidade da frequência cardíaca. O incremento de valores na componente RMSSD durante a recuperação após esforço traduz-se na reativação parassimpática (Goldberger *et al.*, 2006), provocando variação e incremento da variabilidade da frequência cardíaca por meio do sistema nervoso autónomo (Kaikkonen *et al.*, 2007).

Com a cessação do exercício, a perda de controlo central, ativação barorreflexa e outros mecanismos, contribuem para o incremento da atividade parassimpática, provocando uma diminuição na frequência cardíaca, apesar da manutenção da influência simpática. Posteriormente ocorre mesmo redução extrema da atividade simpática. A frequência cardíaca diminui após o esforço, mediado pelos sistemas simpático e vagal (Imai *et al.*, 1994).

Durante a recuperação pós esforço (com exercício moderado a muito intenso), a frequência cardíaca mantém-se elevada acima da registada pré-exercício. Isto ocorre através da coordenação cardíaca simpáticovagal que assegura um output suficiente para prevenir o colapso de todo o complexo cardiovascular e da vascularização muscular. Apesar da reativação parassimpática, pensa-se que a atividade simpática mantém a frequência cardíaca elevada durante a imediata recuperação após esforço (Furlan *et al.*, 1993; Pierpoint *et al.*, 2000). Esta afirmação confirma-se pelos valores observados durante a recuperação passiva após o protocolo de campo, onde a frequência cardíaca nunca atingiu os valores registados no pré-exercício na situação laboratorial. Este facto é igualmente

justificado com o rácio LF/HF, dado que durante o repouso e recuperação passiva laboratorial a intensidade decresce com ativação parassimpática, mas com o incremento de intensidade do exercício e com recuperação passiva após este mesmo, o rácio continua elevado devido à modelação simpática, mantendo a frequência cardíaca mais elevada do que em igual período laboratorial. É referido várias vezes que a análise da variabilidade da frequência cardíaca no exercício é inconclusiva em relação ao rácio LF/HF. Pensa-se que este poderá refletir o balanço simpáticovagal pelo que rácios mais reduzidos poderão representar domínio parassimpático e rácios mais elevados domínio simpático (Routledge *et al.*, 2010). No entanto, quando este é alterado em função do exercício com prevalência simpática, o intervalo RR diminui, ao passo que quando o balanço simpáticovagal é alterado com prevalência parassimpática, o intervalo RR aumenta. Concluímos que este aumenta com o exercício físico, mas em situação de recuperação após exercícios de elevada intensidade, este mantém-se elevado durante mais tempo, quando comparado com a recuperação em laboratório. Isto revela uma acentuada modulação simpática a fim de evitar colapso cardiovascular pós esforço, mas prevalece a atividade parassimpática, dado que a frequência cardíaca decresce e as variáveis mantêm-se elevadas. O incremento do rácio poderá ser atribuído a um aumento de potência nas baixas frequências do espectro. Este facto está de acordo com a descoberta da variabilidade da frequência cardíaca elevada em exercícios de elevada intensidade, salientando-se a importante participação simpática (Perini *et al.*, 1990, 1993). Em situação de exercício intenso, a presença de rácios 2,5 vezes superiores ao registado em repouso, prova a ocorrência de domínio simpático na interação autonómica, estando de acordo com o lento retorno a níveis basais do sistema simpático (Perini & Vecsteinas, 2003). Quando comparados exercícios de intensidade moderada/elevada e de curta/longa duração, parece existir um rácio LF/HF superior para o exercício de curta duração e rácio menor para o exercício de longa duração (Casonatto, *et al.*, 2011). Desta forma, o rácio LF/HF pode ser usado como indicador do balanço simpáticovagal.

Em repouso, a potência da componente de alta frequência é modulada essencialmente por flutuações no ramo parassimpático do sistema nervoso autónomo (Martinmäki *et al.*, 2006). Outro estudo refere que após 10 minutos ao término do exercício, existe uma tendência de aumento da potência da componente de alta frequência (Casties *et al.*, 2006). Este facto confirma-se no presente estudo, onde ocorreu um incremento acentuado do valor da componente de alta frequência do período de recuperação ativa para o período de recuperação passiva, ambos em situação laboratorial.

Goldberger *et al.*, (2006) refere que a componente RMSSD da variabilidade da frequência cardíaca sofre alterações pela atividade vagal durante a recuperação imediata após exercício. As componentes RMSSD e RMS foram validadas como indicadores da reativação parassimpática imediatamente após o exercício. Supõe-se que a componente RMS é equivalente ao SDNN. A componente RMSSD correlaciona-se com a alta frequência ao passo que a RMS relaciona-se com a potência total da variabilidade da frequência cardíaca. As variáveis no domínio do tempo RMS e RMSSD refletem de uma forma mais concreta o efeito autónomo na recuperação pós esforço, possuindo desta forma maior potencial de aplicabilidade. Desta forma, o estudo da atividade simpáticovagal durante a recuperação cardíaca pode ser realizado utilizando apenas o domínio do tempo (Jason *et al.*, 2009).

SDNN é um índice global da variabilidade da frequência cardíaca e reflete todas as componentes a longo termo e ritmos circadianos responsáveis pela variabilidade ao longo do período de análise, sendo geralmente considerado um índice de alteração da variabilidade da frequência cardíaca durante o dia/noite. O índice RMSSD e pNN50 são os parâmetros mais comuns baseados nas diferenças de intervalo. Estes instrumentos correspondem ao termo curto da variabilidade da frequência cardíaca, não sendo dependentes do dia/noite. Refletem igualmente

alteração autónoma que são predominantemente mediados/modulados pelo sistema vagal. Quando comparado com o índice pNN50, o RMSSD parece ser mais estável e deverá ser preferido no uso clínico.

O índice pNN50 e RMSSD correlacionam-se consigo mesmo e com a componente de alta frequência. Os índices SDNN e SDANN correlacionam-se significativamente com a potência total e com a frequência ultra baixa. Os métodos geométricos devem ser utilizados apenas para registos superiores a 20 minutos (Sztajzel, 2004).

Em registos de longa duração, os índices SDNN, SDANN e SDNNi representam a atividade simpática e parassimpática, mas não têm capacidade para distinguir quando é que a variabilidade da frequência cardíaca é incrementada pelo simpático ou vagal. Segundo Vanderlei *et al.* 2009, as componentes RMSSD e pNN50 representam a modulação da atividade parassimpática na frequência cardíaca

Durante o exercício, a potência das altas frequências parece ser um índice válido para a modulação parassimpática, pois decresce em resposta ao incremento da intensidade de exercício e é atenuado com a inibição de receptores colinérgicos. O incremento de intensidade do exercício provoca distúrbios na função autonómica, existindo altas frequências mais reduzidas durante a recuperação cardíaca do mesmo, quando comparadas com exercícios de intensidades mais reduzidas (Terziotti *et al.*, 2001). Ambas as situações são retratadas no presente estudo, onde ocorre uma diminuição da componente alta frequência na transição repouso/teste laboratorial, mas ao mesmo tempo, a mesma componente apresenta-se inferior na recuperação passiva após teste de campo máximo.

A potência das baixas frequências durante a recuperação é influenciada diretamente por alteração na atividade parassimpática, ou indiretamente através de alterações da sensibilidade barorreflexa.

O maior decréscimo da potência total da variabilidade da frequência cardíaca foi reportado durante o exercício de baixa intensidade em ciclistas. (Baselli *et al.*, 1989). A potência de altas frequências, como índice de espectro vagal é possível que decresça, particularmente na transição do repouso para a atividade de baixa intensidade. Quando existe incremento da frequência cardíaca, tal facto sucede devido à diminuição da participação vagal. Por outro lado, a potência de baixas frequências diminui significativamente em atividades físicas de média e elevada intensidade, pois sabe-se que existe ativação simpática. Este facto foi confirmado no presente estudo, na medida em que no protocolo laboratorial e com um teste submáximo, a amostra apresentou valores superiores aos registados durante o protocolo de campo tratando-se de um teste máximo. Dado que a potência total reflete o nível de atividade do sistema nervoso autónomo, em situação de exercício moderado a contribuição simpática e parassimpática mantem-se em equilíbrio com consecutivo incremento de valor. De forma contrária e com aumento da frequência cardíaca durante o protocolo de campo, é reduzida a participação parassimpática, passando a prevalecer a modelação simpática, provocando uma diminuição da potência total.

O incremento dos parâmetros da variabilidade da frequência cardíaca no domínio do tempo, das variáveis RMSSD, STDRR, HF e Potência Total durante a recuperação ativa e principalmente passiva, podemos afirmar que existe reativação parassimpática após o exercício em ciclistas de b.t.t. Concluímos igualmente que a intensidade do exercício influencia a variabilidade da frequência cardíaca, onde o exercício de baixa/média intensidade possui uma variabilidade da mesma superior durante a recuperação, quando comparada com exercício de intensidade superior. Tendo em conta o referido anteriormente, concluímos que existe uma relação entre as variáveis SD₁ e HF. Sabendo que a HF representa a atividade vagal, a amostra estudada revelou um comportamento semelhante com a componente de curta duração SD₁. Esta última sofreu incremento de valor nas 2 situações de repouso passivo, passível de indicar modelação simpática. Parece igualmente quantificar a modulação vagal, uma vez que a mesma reduziu progressivamente durante o exercício físico, mas também mediante bloqueio farmacológico parassimpático. A SD₁ representa a variação da componente curta que é influenciada principalmente pela arritmia respiratório

sinusal. O desvio padrão ao longo da linha de identidade é denominado SD_2 e representa a variabilidade a longo termo (Rajendra *et al.*, 2004). A componente SD_1 regista a frequência cardíaca batimento a batimento, ao passo que SD_2 efetua o registo ao longo do tempo. O rácio SD_1/SD_2 apresenta a razão entre as variações curta e longa dos intervalos RR.

No momento dos testes, ambas as variáveis sofreram uma diminuição acentuada, mas após o exercício sofreram incrementos significativos, revelando desta forma uma importante reativação vagal.

TABELA 19 – Apresentação dos resultados obtidos através do treino em b.t.t. Mean RR – ms, STD RR – ms, RMSSD – ms, pNN50 - %, Mean HR – batimentos por minuto, STDHR – batimentos por minuto, VLF – ms^2 , LF_{nu} – potência normalizada, HF_{nu} – potência normalizada, Total Power – ms^2 , Ratio LF/HF – não possui unidades de medida, SD_1 – ms, SD_2 – ms.

Momento	Teste Laboratorial	Rec. Ativa Lab.	Rec. Passiva Lab.	Teste Campo	Rec. Passiva Campo
MEANRR	545,8	638,8	1021,3	414,5	767,5
SDNN	183,4	68,8	85,1	73,6	70,2
RMSSD	15,7	9,2	57,1	8,9	23,8
pNN50	2	0	32,7	0,4	4,5
MEANHR	120,42	95,2	59,15	148,6	78,83
STDHR	32,07	11,94	4,85	22,16	7,22
VLF	21720	705	2815	3692	1486
LF_{nu}	92,7	67	67,7	85,3	89,6
HF_{nu}	7,3	33	32,3	14,7	5,3
Total Power	22241	850	5150	3841	3030
Ratio LF/HF	12,73	2,03	2,09	5,79	8,65
SD_1	11,1	6,6	40,4	6,3	16,8
SD_2	258,6	96,6	113,3	103,6	97,8

Na tabela 19, podemos observar o resultado do treino planeado e orientado em b.t.t. Estes dados provêm de um atleta da amostra estudada, onde as suas variáveis são superiores à restante amostra. No entanto, seguem a mesma tendência do estudo, salientando-se a diminuição dos intervalos RR durante o exercício, mas após este mesmo retomam o padrão de incremento para valores iniciais. Mesmo em situação de recuperação ativa laboratorial, o atleta consegue atingir praticamente o mesmo valor da recuperação passiva em campo, denotando uma eficiente reativação e modulação parassimpática promovendo desta forma o decréscimo da frequência cardíaca. As variáveis RMSSD e pNN50 seguem a mesma linha de tendência do intervalo RR, dado que sofrem um incremento considerável durante os 2 períodos de recuperação passiva laboratorial e de campo.

Apesar de não se saber concretamente o significado da variável VLF verificamos o seguimento da linha de tendência das variáveis descritas anteriormente, podendo ser interpretado como indicador da atividade simpática e do nível de atividade física. A componente de frequência muito baixa deverá ser analisada em testes superiores a 24h, pois é dependente da modulação eferente tanto simpática como parassimpática (Marães, 2010).

Tendo em conta que a variável LF foi apresentada na sua forma normalizada, traduz apenas a modulação simpática, pelo que podemos verificar que em exercício de elevada intensidade e intermitente (teste de campo), esta demonstrou valores mais reduzidos quando comparados com o teste laboratorial, afirmando um elevado equilíbrio simpáticovagal nos exercícios de elevada intensidade. Quando existe estimulação do sistema simpático através da intensidade do exercício, a modulação da frequência cardíaca a 0,1 Hz é reduzida progressivamente. Este fenómeno poderá refletir modificações no mecanismo de controlo da pressão arterial, particularmente para a anulação do baroreflexo ocorrente durante o trabalho muscular (Rowell & O'Leary 1990).

Considerando que a atividade vagal afeta toda a escala de frequências da variabilidade da frequência cardíaca, o incremento da baixa frequência é explicado pela reativação vagal. Este incremento pode também preceder alteração da sensibilidade dos baroreflexos que são inibidos durante o exercício de elevada intensidade, mas parcialmente restaurados com a cessação do exercício (Casadei *et al.*, 1995).

Após o exercício de média e elevada intensidade, descobriu-se uma tendência de incremento para a componente baixa frequência, e o oposto para a componente alta frequência, quando comparados com o valor registado em repouso. Desta forma conclui-se que este comportamento resulta da lenta recuperação do sistema simpático para valores de repouso (Martinmäki & Rusko, 2007).

Existe uma tendência para aumento da potência do espectro de alta frequência em ciclistas, mas tal não se verifica em sedentários durante intensidades máximas.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÕES

A avaliação de riscos cardiovasculares na prática de ciclismo na variante b.t.t. é de extrema importância e necessidade, tendo em conta não só o número emergente de praticantes, mas também devido à escassez de informação sobre o tema.

O recurso à análise da variabilidade da frequência cardíaca e variação da mesma permite retratar o funcionamento do sistema nervoso autónomo de uma forma não invasiva, rápida e de fácil acessibilidade.

Foram analisadas a variação da frequência cardíaca após término do exercício e o indicador de obesidade relação perímetro cintura/anca. A variação da frequência cardíaca após exercício determinou um decréscimo acentuado da mesma com $44,90 \pm 10,39$ batimentos por minuto na situação laboratorial, e $57,60 \pm 12,23$ batimentos por minuto na situação de campo. Em ambas as situações, o estudo revelou recuperações cardíacas bastante superiores ao considerado risco cardiovascular, dado que o Colégio Americano de Medicina Desportiva estabelece ausência de risco cardiovascular em recuperações cardíacas superiores a 20 batimentos por minuto. Com base nestes resultados, podemos afirmar que não existe risco de mortalidade e morte súbita. O índice de massa corporal da amostra não apresenta igualmente fator de risco cardiovascular. À semelhança deste facto, o indicador de obesidade relação perímetro cintura/anca encontra-se inferior ao estipulado como risco cardiovascular.

Neste estudo, o principal objetivo era avaliar a função autonómica e riscos cardiovasculares na prática de ciclismo na variante b.t.t. com recurso à variabilidade da frequência cardíaca. Com base nesta, podemos afirmar que após término do exercício, ocorre uma rápida reativação parassimpática fazendo com que a frequência cardíaca decresça rapidamente, despistando desta forma o risco de mortalidade e morte súbita. Foi possível observar um equilíbrio simpático-vagal durante os diferentes momentos de análise, sugerindo uma elevada modelação da função autonómica derivada da prática de ciclismo na variante b.t.t.

De acordo com as hipóteses sugeridas é possível afirmar:

H₁ – Atuação mais significativa do sistema nervoso parassimpático durante e após exercício: constatámos que a participação parassimpática é mais evidente após término do exercício e durante o período de recuperação/repouso. No entanto e em exercícios de intensidade moderada, observámos modelação parassimpática mais acentuada quando comparada com exercícios de intensidade máxima.

H₂ – Aumento da variabilidade da frequência cardíaca: através da componente SDNN que indica o índice global de variabilidade da frequência cardíaca, afirmamos que esta mantém-se elevada durante o exercício de intensidade moderada, sofrendo um incremento na transição do período de exercício de intensidade máxima para o período de recuperação/repouso.

H₃ – Frequência cardíaca de repouso inferior à média da população: confirmaram-se valores inferiores à média da frequência cardíaca de repouso, com aproximadamente 51 batimentos por minuto.

H₄ – Recuperação cardíaca após esforço mais acentuada: a recuperação cardíaca após término do exercício foi substancialmente superior quando comparada com o estabelecido pelo Colégio Americano de Medicina Desportiva, situando-se aproximadamente nos 44,90 e 57,60 batimentos por minuto para as situações laboratorial e de campo respetivamente.

CAPÍTULO VII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Achten J., Ukendrup A., 2003. Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med.* 33 (7), 517-538.
- Alemida M., Araújo C., 2003. Effects of aerobic training on heart rate. *Revista Brasileira de Medicina do Desporto.* 9 (2).
- American College of Sports Medicine, 2010. *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription* – 8th edition. Philadelphia. Lippincott Williams & Wilkins.
- Paschoal A., Petreluzzi S., Gonçalves O., 2002. Estudo da variabilidade da frequência cardíaca em pacientes com doenças pulmonar obstrutiva crônica. *Revista de Ciência Médica.* 11 (1): 27-37.
- Akselrod S., Gordon D., Ubel A., Shannon C., Barger C., Cohen J., 1981. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *American Association for the Advancement of Science.* 213: 220-222.
- Barbosa B., Filho B., Cordovil I., 2003. Effect of oscillatory breathing on the variability of the RR intervals and its prognostic importance in individuals with left ventricular global systolic dysfunction. *Arquivo Brasileiro de Cardiologia.* 80 (5): 551-557.
- Berntson G., Bigger J., Eckberg D., Grossman P., Kaufmann P., Malik M., Nagaraja H., Porges S., Saul J., Stone P., Van Der Molen M., 1997. Heart rate variability: Origins, methods and interpretive caveats. *Psychophysiology.* 34: 623-648.
- Berry M. J., Koves T. R., Benedetto J. J., 2000. The influence of speed, grade and mass during simulated off road bicycling. *Appl. Ergonomics.* 31: 531-536.
- Bigger J., Steinman R., Rolnitzky L., Fleiss J., Albrecht P., Cohen R., 1996. Power law behavior of RR-interval variability in healthy middle-aged persons, patients with recent acute myocardial infarction, and patients with heart transplants. *Circulation.* 93: 2142-2151.
- Billman G. E., 2009. Cardiac autonomic neural remodeling and susceptibility to sudden cardiac death: effect of endurance exercise training. *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* 297: H1171–H1193.
- Brunetto A., Roseguini B., Silva B., Hirai D., Ronque E., Guedes D., 2008. Limiar de variabilidade da frequência cardíaca em adolescentes obesos e não-obesos. *Revista Brasileira de Medicina do Desporto.* 14 (2).
- Butler G., Yamamoto Y., Hughson R., 1994. Heart rate variability to monitoring autonomic nervous system activity during orthostatic stress. *Journal Clinical Pharmacology.* 34: 558-62.
- Catai A. M., Chacon-Mikahil M. P., Martinelli F. S., Forti V. A., Silva E., Golfetti R., et al., 2002. Effects of aerobic exercise training on heart rate variability during wakefulness and sleep and cardiorespiratory responses of young and middle-aged healthy men. *Braz J Med Biol Res.* 35(6):741-52.
- Chacon-Mikahil M. P., Forti V. A., Catai A. M., Szrzer J. S., Golfetti R., Martins L. E., 1998. Cardiorespiratory adaptations induced by aerobic training in middle-aged men: the importance of a decrease in sympathetic stimulation for the contribution of dynamic exercise tachycardia. *Braz J Med Biol Res.* 31(5):705-12.
- Cômodo *et al.*, 2009. Utilização da Bioimpedância para avaliação da massa corporal - Projeto Diretrizes. Associação Médica Brasileira e Conselho Federal de Medicina.
- Constanzo L., 1999. *Fisiologia.* Editora Guanabara Koogan S.A., Rio de Janeiro.
- Foss M., Keteyian S., 1998. *Fox's – Physiological Basis for Exercise and Sport.* 6^a Ed. WCB. McGraw-Hill.
- Furlan R., Porta A., Costa F., Tank J., Baker L., Schiavi R., Robertson D., Malliani A., Garcia M., 2000. Oscillatory patterns in sympathetic neural discharge and cardiovascular variables during orthostatic stimulus. *American Heart Association.* 101: 886-892.
- Earnest *et al.*, 2004. Relation between physical exertion and heart rate variability characteristics in professional cyclists during the Tour of Spain. *Br J Sports Med.* 38:568–575.

Gallo Jr. L., Morelo Filho J., Maciel B. C., Marin Neto J. A., Martins L. E., Lima Filho E. C., 1987. Functional evaluation of sympathetic and parasympathetic system in Chagas. Disease using dynamic exercise. *Cardiovasc Res.* 21(12):922-7.

Gallo J., Maciel B., Marin Neto J., Martins L., 1989. Sympathetic and parasympathetic changes in heart rate control during dynamic exercise induced by endurance training in man. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research.* 22: 631-43.

Gallo Jr. L., Maciel B.C., Marin-Neto J. A., Maritns L. E., Lima-Filho E. C., Golfetti R., et al., 1995. Control of heart rate during exercise in health and disease. *Braz J Med Biol Res.* 28(11-12):1179-84.

Gudivaka R., Schoeller D. A., Kushner R. F., Bolt M. J., 1999. Single and multifrequency models for bioelectrical impedance analysis of body water compartments. *J Appl Physiol.* 87: 1087–96.

Gregoire J., Tuck S., Yamamoto Y., 1996. Heart rate variability at rest and exercise: influence of age, gender and physical training. *Journal Applied Physiology.* 21 (6): 455-70.

Grupi J., Moffa J., Sanches R., Barbosa A., Belloetti V., Pileggi C., 1994. Variabilidade da frequência cardíaca: significado e aplicação clínica. *Revista da Associação Médica Brasileira* 40 (2): 129-136.

Guyton A., 1993. *Tratado da fisiologia Humana.* 5 ed. Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.

Guyton A., Hall J., 1996. *Textbook of Medical Physiology.* 9 ed. W.B. Saunders Company, USA.

Guyton A., Hall J., 1997. *Tratado da Fisiologia Humana.* 9 ed. Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.

Guyton A., Hall J., 2006. *Tratado de Fisiologia Médica.* Elsevier edição 11.

Hatfield D., Spalding W., Maria S., Porges W., Potts T., Evan A., Brody B., Mahon D., 1998. Respiratory sinus arrhythmia during exercise in aerobically trained and un trained men. *Medicine & Science in Sports & Exercise.* 30 (2): 206-214.

Hautala A., 2001. Changes in cardiac autonomic regulation after prolonged maximal exercise. *Clinical Physiology.* 21: 238-245.

Hayano J., Skakibara Y., Yamada M., Kamiya T., Yamada M., 1991. Accuracy of assessment of cardiac vagal tone by heart rate variability in normal subjects. *Am J Cardiol.* 76:199-204.

Heitmann B., 1994 Impedance: a valid method in assessment of body composition. *Eur J Clin Nutr.* 48:228–40.

Impellizzeri *et al.*, 2002. Exercise intensity during off-road cycling competitions. *Med Sci Sports Exerc.* 34:1808–13.

Impellizzeri *et al.*, 2005. Physiological correlates to offroad cycling performance. *J Sports Sci.* 23:41–7.

Impellizzeri F., Marcora S., 2007. The physiology of Mountain Bike. *Sports Med.* 37 (1): 59-71.

Jason N. G., *et al.*, 2009. Autonomic effects on the spectral analysis of heart rate variability after exercise. *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* 297: H1421–H1428.

Jensen-Urstad K., Storck N., Bouvier F., 1997. Heart rate variability in healthy subjects is related to age and gender. *Acta Physiology Scandinavia.* 160 (3): 235-241.

Junqueira Jr. L. F., 1990. Sobre o possível papel da disfunção autonômica cardíaca na morte súbita associada à doença de Chagas. *Arq Bras Cardiol.* 56(6):429-34.

Kamath M. V., Fallen E. L., 1994. Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function. *Cret Rev Biomed Eng.* 21:245-311.

- Kingsley M., Lewis M. J., Marson RE. 2005. Comparison of polar S810 and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. *Int J Sports Med.* 26(1):39-44.
- Kushner R. F., Gudivaka R., Schoeller D. A., 1996. Clinical characteristics influencing bioelectrical impedance analysis measurements. *Am J Clin Nutr.* 64:423S-7S.
- Kyle *et al.*, 2004. Bioelectrical impedance analysis – part II: utilization in clinical practice. *Clin Nutr.* 23:1430-53.
- Levy M. N., 1990. Autonomic interactions in cardiac control. *Ann NY Acad Sci.* 601:209-21.
- Lucia A., Hoyos J., Chicharro J. L., 2001. Physiology of professional road cycling. *Sports Med.* 31 (5): 325-337.
- Maciel B. C., Gallo Jr. L., Marin-Neto J. A., Lima Filho E. C., Martins LE. 1986. Autonomic nervous control of the heart rate during dynamic exercise in normal man. *Clin Sci.* 71:457-60.
- Maciel C., Gallo L., 1998. Cardiorespiratory adaptations induced by aerobic training in middle-aged men: the importance of decrease in sympathetic stimulation for the contribution of dynamic exercise tachycardia, *Brazilian Journal of Medical and Biological Research.* 31: 705-712.
- Malliani A., Pagani M., Lombardi F., Cerutti S., 1991. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation.* 84 (2): 482-492.
- Marães V R., Silva E., Catai A. M., Novais L. D., Moura M. S., Oliveira L., et al. 2005. Identification of anaerobic threshold using heart rate response during dynamic exercise. *Braz J Med Biol Res.* 38(5):731-5.
- Migliaro R., Etxagibel A., Castro R., Ricca R., Vicente K., 2001. Relative influence of age and sedentary life style in short-term analysis of heart rate variability. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research.* 34:493-500.
- Mikhail C., Forti M., Catai M., Szrajner S., Golfetti R., Martins L., Filho-Lima C., Wandelely S., Neto-Marin A., Miranda T.; Silva P. 2002. Análise do sistema vagal por ECG. Proc. Workshop Biomed.
- Moreno A., 1994. *Curso teórico e teórico-prático e organização curricular de fisiologia do esforço.* Faculdade de Motricidade Humana, Centro de Documentação e Informação, Cruz Quebrada – Lisboa.
- Padilla S., Mujika L., Orbananos J., et al. 2000. Exercise intensity and load during time trials in professional road cycling. *Med Sci Sports Exerc.* 32 (4): 850-856.
- Paschoal A., Petreluzzi S., Gonçalves O., 2002. Estudo da variabilidade da frequência cardíaca em pacientes com doenças pulmonar obstrutiva crônica. *Revista de Ciência Médica.* 11 (1): 27-37.
- Paschoal M., Volanti V., Pires C., Fernandes F., 2006. Variabilidade da frequência cardíaca em diferentes faixas etárias. *Revista Brasileira de Fisioterapia.* 10 (4).
- Paschoal A., Polessi E., Simioni F., 2008. Avaliação da variabilidade da frequência cardíaca em mulheres climatéricas treinadas e sedentárias. *Arquivo Brasileiro de Cardiologia.* 90 (2).
- Pichot V., Roche F., Gaspoz J-M., Enjolras F., Antoniadis A., Minini R., Costes F., Busso T., Lacour J-R. Barthélémy C., 2000. Relation between heart rate variability and training load in middle-distance runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise.* 195:1729 – 36.
- Puig A; Freitas J; Carvalho J; Puga N; Ramos J; Fernandes J; Costa O; Freitas F. 1993. Spectral analysis of heart rate variability in athletes. *The J Sports Med Phys Fitness.* 33: 44-48.
- Rassi Filho J. 2003. Compreendendo melhor as medidas de análise da variabilidade da frequência cardíaca. *Diagnósticos em Cardiologia.* Ano 6 – n.º 20.
- Reis F., Bastos G., Mesquita T., Romeu L., Nobrega L., 1998. Disfunção parassimpática, variabilidade da frequência cardíaca e estimulação colinérgica após enfarto agudo do miocárdio, *Arquivo Brasileiro de Cardiologia.* 70 (3).

Ribeiro F., Cunha A., Lourenço D., Marães S., Catai M., Gallo L., Silva E., 2000. Estudo da variabilidade da frequência cardíaca em dois voluntários de meia-idade, um coronariopata e outro saudável - relato de caso", *Rev. Soc. Cardiologia Estado de São Paulo*. 10 (1) (Supl 1).

Ribeiro P., Polanczyk A., Rohde P., Moraes S., Leite C., 1998. Sympathetic nervous system representation in time and frequency domain indices of heart rate variability. *J Appl Physiol*. 79: 69-73.

Ribeiro P., Filho M., 2005. Variabilidade da frequência cardíaca como instrumento de investigação do sistema nervoso autônomo. *Revista Brasileira de Hipertensão*. 12 (1): 14-20.

Roberts W., 2009. Heart rate variability with deep breathing as a clinical test of cardiovagal function. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*. 76 (Suppl 2), S37-S40.

Saul J., 1990. Beat-to-beat variations of heart rate reflect modulation of cardiac autonomic outflow. *News Physiology Science*. 5: 32-37.

Seely R., Stephens T., Tate P., 1997. *Anatomia & Fisiologia* 3 ed. Lisboa: Lusodidacta.

Seeley R., Stephens T., Tate P., 1997. *Anatomia e Fisiologia*. 1 ed. Editora Lusodidáctica, Lisboa.

Scheer *et al.*, 2010. Impact of the human circadian system, exercise, and their interaction on cardiovascular function. *PNAS*. November 23, vol.107 no. 47.

Sloan *et al.*, 2009. The Effect of Aerobic Training and Cardiac Autonomic Regulation in Young Adults. *American Journal of Public Health*. Vol 99, May No. 5.

Stapelfeldt *et al.*, 2004. Workload demands in mountain bike racing. *Int J Sports Med*. 25:294–300.

Sztajzel J., 2004. Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system. *Swiss Med Wkly*. 134:514–522

Sherwood L., 2008. *Human Physiology: from cells to system*. 7 ed. Editora Cengage Learning.

Shin K., Minamitani H., Onishi S., Yamazaki H., Lee M., 1997. Autonomic differences between athletes and nonathletes: spectral analysis approach. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 29 (11): 1482-1490.

Sobral F. J., Coelho e Silva M. J., 2001. *Cineantropometria – Curso Básico*. Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física – Universidade de Coimbra.

Stapelfeldt *et al.*, 2004. Workload demands in mountain bike racing. *Int J Sports Med*. 25:294–300.

Stein R., Medeiros M., Rosito A., Zimmerman I., Ribeiro P., 2002. Intrinsic sinus and atrioventricular node electrophysiologic adaptations in endurance athletes, *Journal of the American College of Cardiology*.39 (6).

Takase B., Kitamura H., Noritake M., Nagase T., Kurita A., Ohsuzu F., Mathuoka T., 2002. Assessment of Diabetic Autonomic Neuropathy using Twenty-Four-Hour Spectral Analysis of Heart Rate Variability, *Japanese Heart Journal* 43 (2).

Tarvainen M., Niskanen J-P., 2005. *Kubios HRV Analysis – User's Guide*. Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, Department of Applied Physics – University of Kuopio, Finland.

Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology. 1996. *Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use*. 93 (5):1043-1065, Londres.

Tonhajzerova I., Javorka M., Trunkvalterova Z., Chroma O., Javorkova J., Lazarova Z., Ciljakova M., Javorka K. 2008. Cardio-respiratory interaction and automatic dysfunction in obesity. *Journal of physiology and pharmacology* 59 (Suppl 6): 709-718.

Tulppo M. P., Makikallio T. H., Seppanen T., Laukkanen R. T., Huikuri H. V., 1998. Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness. *Am J Physiol*. 274(2 Pt 2):H424-9.

Vanderlei *et al.*, 2009. Basic notions of heart rate variability and its clinical applicability. *Rev Bras Cir Cardiovasc.* 24(2): 205-217.

Williamson J. W., Nóbrega A. C., Winchester S. Z., Mitchell J. H., 1995. Instantaneous heart rate increase with dynamic exercise: central command and muscle-heart reflex contributions. *J Appl Physiol.* 78(4):1273-9.

http://www.icb.ufmg.br/fib/neurofib/Engenharia/Marcapasso/func_fisio.htm (acedido em 18/09/2011: 19h24m).

http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552006000400009&lng=pt&nrm=iso (acedido em 13/10/2011: 10h20m)

<http://www.bfe.org/articles/hrv.pdf> (acedido em 7/09/2011: 22h55)

http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X1998001200008&lng=pt&nrm=iso (acedido em 14/09/2011: 22h44m)