

ANÁLISE DA MODULAÇÃO AUTONÔMICA DO
CORAÇÃO EM REPOUSO E ATIVIDADE
ELETROMIOGRÁFICA RELACIONADA À
VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA
DURANTE EXERCÍCIO DINÂMICO EM
CICLOERGÔMETRO

Cristiano Sales da Silva

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia / Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Bioengenharia.

ORIENTADORA: Prof.^a Dr.^a Ester da Silva

São Carlos
2002

Aos meus pais, Iraci e José
que sempre me deram força
e confiança para a
realização dos meus
sonhos.

À minha noiva Barbara, por
todo o apoio, paciência,
carinho e tempo dispensado
no decorrer desta realização.

Aos meus irmãos Mari Célia,
Márcia e Mário pelo apoio. Aos
meus sobrinhos pela simples
presença como fonte de
inspiração

À Prof.^a Dr.^a Ester da Silva minha orientadora e amiga pela dedicação, atenção e paciência dispensada para a concretização deste sonho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço em especial aos meus amigos e companheiros de pesquisa Fernanda Regina de Moraes e Robison José Quitério pela inestimável colaboração e tempo dispensados para a conclusão deste estudo.

A Prof.^a Dr.^a Aparecida M. Catai por toda a confiança, colaboração e ensinamentos nestes anos de convívio.

Ao Lucien de Oliveira pelas implementações computacionais sem as quais não seria possível o desenvolvimento deste trabalho e pela atenção, paciência e ensinamentos dispensados nos momentos que precisei.

Aos professores José Carlos Pereira e Luis Eduardo Barreto Martins pelas orientações e ensinamentos de grande valia para a conclusão deste trabalho.

Ao amigo Fábio Micolis pela ajuda na realização deste estudo.

Aos amigos de laboratório Ana Paula, Lílian, Fabrício, Albaiza, Daniel, Luciana, Pozzi, Lucas, Zé, Adriana, Fábio, Eduardo Gouvêa, Maria Antonia, Vera Marães, Tatiane Flores, Valéria, Luciana pela disposição e companherismo dispensado sempre que precisei.

Aos amigos Silvinho e Ricardo pelo apoio e ajuda inestimável de sempre.

A Cláudia, Marcos, Letícia, D. Lucia Rosa e o Sr. Romeu pelo apoio dispensado.

AGRADECIMENTOS

Ao meu sempre professor Luis Carlos Marques Vanderlei por acreditar em mim e pela sabedoria e ensinamentos dispensados.

Aos amigos Ricardo Passos, Alessandra Tanuri, Fabiana América, Lais Coimbra, Patrícia Tavano pelo apoio de sempre.

Aos voluntários que participaram com dedicação e paciência deste estudo.

Agradeço ao meu mestre professor Júlio Hamada que me ajudou em momentos difíceis no caminho até aqui e sempre estendeu sua mão.

Aos colegas da Bioengenharia e do Lab-Ciber da USP Rodrigo, Fransérgio, Daniel, Otávio, Renato, Giovana, Patrícia, Marcos, Elaine, Irene, pelo apoio e convivência.

A secretária Janete da Bioengenharia pela ajuda e atenção.

Aos órgãos de fomentos CAPES, CNPq e FAPESP pelo suporte financeiro.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	i
LISTA DE FIGURAS	ii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	viii
RESUMO	x
ABSTRACT	xii
1 INTRODUÇÃO	01
1.1 O exercício físico.....	01
1.2 O sistema cardiovascular	04
1.3 Eletromiografia de superfície	08
2 OBJETIVOS	11
3 MATERIAIS E MÉTODOS	12
3.1 Voluntários estudados.....	12
3.2 Local do estudo	12
3.3 Aspectos éticos do estudo.....	12
3.4 Critérios para inclusão dos voluntários no estudo	13
3.5 Avaliação clínica.....	14
3.6 Avaliação da capacidade funcional e do sistema cardiovascular.....	15
3.7 Avaliação da modulação autonômica do coração, da variabilidade da frequência cardíaca e da atividade eletromiográfica	17
3.7.1 Protocolo II: teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R)	17
3.8 Procedimentos experimentais.....	18
3.8.1 Controle ambiental e preparação pré-teste	21
3.8.2 Procedimento para coleta dos dados de frequência cardíaca	22
3.8.3 Eletromiografia de superfície (EMGs)	23

3.8.3.1	Equipamento	23
3.8.3.2	Colocação dos eletrodos	24
3.8.3.3	Coleta dos sinais de eletromiografia de superfície (EMGs)	26
3.9.	Métodos de análise	27
3.9.1	Análise descritiva dos dados dos voluntários	27
3.9.2	Análise no domínio do tempo	27
3.9.2.1	Análise dos dados da frequência cardíaca obtidos durante a realização do TEFDC-D (protocolo I)	27
3.9.2.2	Análise dos dados de frequência cardíaca obtidos durante a realização do TEFDC-R (protocolo II)	27
3.9.2.3	Análise da frequência cardíaca (bpm) e dos iR-R (ms) obtidos durante a realização do TEFDC-R (protocolo II)	28
3.9.2.4	Análise dos dados eletromiográficos de superfície obtidos durante a realização do TEFDC-R (protocolo II)	29
3.10	Normalização dos dados de RMSSD dos iR-R (ms) e de RMS da amplitude do sinal eletromiográfico a partir do valor mediano.....	30
3.11	Metodologia estatística	31
4	RESULTADOS	33
4.1	Voluntários estudados	33
4.2	Respostas das variáveis cardiovasculares durante a realização do TEFDC-D (protocolo I)	34
4.3	Análise da frequência cardíaca e da variabilidade da frequência cardíaca em repouso	36
4.3.1	Análise gráfica visual	36
4.3.2	Análise no domínio do tempo	37
4.4	Análise visual gráfica da frequência cardíaca e do sinal da EMGs durante o TEFDC-R (protocolo II).....	40

4.5	Análise da frequência cardíaca, da variabilidade da frequência cardíaca e do sinal de EMGs no domínio do tempo e correlações entre as variáveis estudadas e os intervalos de potências durante o TEFDC-R.....	43
4.6	Correlação entre frequência cardíaca, variabilidade da frequência cardíaca e a eletromiografia de superfície.	46
4.7	Análise dos dados de RMSSD e RMS normalizados.....	48
5	DISCUSSÃO.....	50
5.1	Comportamento da frequência cardíaca e de sua variabilidade nas condições de repouso.....	51
5.2	Comportamento da frequência cardíaca e de sua variabilidade e da atividade muscular na condição de exercício durante o TEFDC-R (protocolo II)	53
6	CONCLUSÕES.....	60
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	62
8	APÊNDICES.....	70

LISTA DE TABELAS

TABELA 01 -Dados da umidade relativa do ar em porcentagem (%) e temperatura em graus Celsius do laboratório durante a realização do protocolo II (TEFDC-R) dos voluntários estudados (n=10).....	80
TABELA 02 - Idade em anos, características antropométricas (peso em quilogramas (kg), altura em metros (m) e índice de massa corpórea (IMC) em quilogramas por metro ao quadrado (kg/m ²)), tipo de atividade física (TAF) e horas semanais (H/S) dos voluntários estudados (n = 10).....	33
TABELA 03 -Dados referentes aos exames laboratoriais: colesterol total, HDL colesterol, LDL colesterol, VLDL colesterol, triglicérides, ácido úrico, creatinina, uréia e glicemia em jejum dos voluntários estudados (n=10)	81
TABELA 04 -Valores de frequência cardíaca (FC), em batimentos por minuto (bpm), estimada para a idade, em repouso supino e a máxima (pico) atingida durante a realização do TEFDC-D. Pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD), em milímetros de mercúrio (mmHg), durante a condição de repouso supino e na potência pico, em Watts (W), do TEFDC-D.	35

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 01 - Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo em degraus com carga inicial de 4 Watts (W), durante 2 min, e incrementos de 25 em 25 W a cada 3 min16
- FIGURA 02 - Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo em rampa (TEFDC-R) com carga inicial de 4 Watts (W), por 2 min, e incrementos de 20 W por min18
- FIGURA 03 - Ilustração da montagem experimental do teste de exercício físico dinâmico em degrau contínuo tipo rampa (TEFDC-R). A: bicicleta ergométrica de frenagem eletromagnética; B: condicionador de sinais da eletromiografia de superfície (EMGs); C: computador com o *software* de aquisição dos dados de EMGs; D: eletrocardiograma (ECG); E: computador com o *softWare* de aquisição dos dados de frequência cardíaca; F: controlador de potências microprocessado; G: posicionamento dos eletrodos de ECG; H: posicionamento dos eletrodos de EMGs.....20

FIGURA 04 - Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, batimento a batimento em tempo real, obtida a partir dos intervalos R-R do registro de eletrocardiograma na condição de exercício	23
FIGURA 05 - Ilustração do posicionamento do eletrodo no ventre muscular do músculo vasto lateral, na distância média entre trocanter maior e côndilo lateral do fêmur, para registro do sinal eletromiográfico	25
FIGURA 06 - A: eletrodos de superfície de fibra de carbono, B: eletrodo bipolar diferencial ativo e C: terminais de acoplamento ao eletrodo de carbono	26
FIGURA 07 - Representação esquemática do janelamento de 6 em 6 segundos para a análise da VFC pelo índice RMSSD.....	28
FIGURA 08 - Ilustração de uma das telas do <i>software</i> AQ-Dados 5 de captação dos sinais de eletromiografia de superfície (EMGs), em tempo real: em A está representado o intervalo do sinal de uma contração muscular do músculo vasto lateral do voluntário LBC na potência de 140 Watts, e em B dados do intervalo do sinal de EMGs a ser analisado no intervalo de tempo de 400 ms.....	30

- FIGURA 09 - Análise dos valores absolutos do índice de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos voluntários estudados ($n=10$) quanto à distribuição dos dados. Em A estão representado os valores observados em relação aos esperados. Em B curva de Gauss e histograma do número de observações.32
- FIGURA 10 - Frequência cardíaca, em batimentos por minuto (bpm), registrada em tempo real, durante os 900 s nas condições de repouso supino e sentado antes da realização do TEFDC-R de um dos voluntários estudados (CJR)36
- FIGURA 11 - Frequência cardíaca média, em batimentos por minuto (bpm), observada nas condições de repouso durante 15 min nas posições supina e sentada dos voluntários estudados ($n=10$). Nível de significância $\alpha=0,05$37
- FIGURA 12 - Intervalos R-R (ms) calculados em média dos 15 minutos em repouso, nas posições supina e sentada, dos voluntários estudados ($n=10$). Nível de significância $\alpha=0,05$38

- FIGURA 13 - Índice RMSSD dos iR-R (ms) obtidos das condições de repouso durante 15 minutos na posição supina e sentada dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$39
- FIGURA 14 - Índices RMSSD da frequência cardíaca (bpm) obtidos nas condições de repouso durante 15 minutos na posição supina e sentada dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$40
- FIGURA 15 - **A:** Sinal eletromiográfico (amplitude normalizada) do voluntário FP durante o repouso inicial (1) e na condição de exercício (2). **B:** Frequência cardíaca (bpm) registrada batimento a batimento, em tempo real, dos voluntários estudados (n=10), obtidas durante os 60 s de repouso (1) pré-exercício. De 2 a 7 representa as fases do comportamento da frequência cardíaca no período de exercício do TEFDC-R. Em destaque a representação da frequência cardíaca média entre o repouso e a potência de 140 Watts (W).42

- FIGURA 16 - Freqüências cardíacas (bpm) obtidas durante a realização do TEFDC-R na potência de 4 W e nos intervalos de potências entre 15 e 20 W, 35 e 40 W, 55 e 60 W, 75 e 80 W, 95 e 100 W, 115 e 120 W, 135 e 140 W dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$ 43
- FIGURA 17 - Índices do RMSSD obtidos dos iR-R (ms) durante a realização do TEFDC-R na potência de 4 W e nos intervalos de potências entre 15 e 20 W, 35 e 40 W, 55 e 60 W, 75 e 80 W, 95 e 100 W, 115 e 120 W, 135 e 140 W dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$ 44
- FIGURA 18 - Índices de RMS da amplitude da EMGs, em μV , durante a realização do TEFDC-R na potência de 4 W e nos intervalos de potências entre 17 e 20 W, 37 e 40 W, 57 e 60 W, 77 e 80 W, 97 e 100 W, 117 e 120 W, 137 e 140 W dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$ 45
- FIGURA 19 - Correlação entre os índices de RMSSD dos iR-R (ms) e do RMS dos sinais eletromiográficos, em μV , do músculo vasto lateral, durante o protocolo II dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$46

- FIGURA 20 - Correlação entre a frequência cardíaca (bpm) e o índice de RMS dos sinais eletromiográficos, em μV , do músculo vasto lateral, durante o protocolo II dos voluntários estudados ($n=10$). Nível de significância $\alpha=0,05$47
- FIGURA 21 - Correlação entre a frequência cardíaca (bpm) e o índice RMSSD dos iR-R (ms) durante o protocolo II dos voluntários estudados ($n=10$). Nível de significância $\alpha=0,05$48
- FIGURA 22 - Ajuste do conjunto de dados proporcionalizados em relação aos valores máximos medianos da série de RMSSD dos iR-R (ms) e dos RMS dos sinais de EMGs (μV) obtidos nos intervalos de potências de 4W, 15 a 20W, 35 a 40 W, 55 a 60W, 75 a 80 W, 95 a 100W, 115 a 120W e de 135 a 140 W do TEFDC-R, dos voluntários estudados ($n=10$).....49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATP	– Adenosina de trifosfato
bpm	– Batimentos por minuto
CO ₂	– Gás carbônico
ECG	– Eletrocardiograma
EMGs	– Eletromiografia de superfície
EMGs	– Eletromiografia de superfície
HDL	– High Density Lipoprotein
Hz	– Hertz
IMC	– Índice de Massa Corpórea
IR-R (ms)	– Intervalos R-R em milisegundos
Kg	– quilogramas
LDL	– Low Density Lipoprotein
m	– metro
m ²	– metros ao quadrado
min	– minuto (s)
mV	– milivolts
n	– número de voluntários
O ₂	– Oxigênio
PAD	– Pressão arterial diastólica
PAS	– Pressão arterial sistólica
RMS	– Root Mean Square
RMSSD	– Root Mean Square Successive Difer

rpm	– rotações por minuto
r_s	– <i>Spearman</i>
s	– segundos
TEFDC-D	– Teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo degrau
TEFDC-R	– Teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo rampa
UMs	– Unidades motoras
VFC	– Variabilidade da frequência cardíaca
VFC	– Variabilidade da frequência cardíaca
VLDL	– Very Low Density Lipoprotein
VO_2	– Consumo de oxigênio
$VO_{2\text{ máx}}$	– Consumo máximo de oxigênio
W	– Watts
%	– percentagem
μV	– microvolts

RESUMO

SILVA, C. S. *Análise da modulação autonômica do coração em repouso e atividade eletromiográfica relacionada à variabilidade da frequência cardíaca durante exercício dinâmico em cicloergômetro*. São Carlos, 2002, 81p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo.

A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) tem sido utilizada como um marcador fisiológico do controle autonômico do coração, enquanto a eletromiografia de superfície (EMGs) tem mostrado ser uma ferramenta útil de análise para avaliar a resposta muscular frente ao exercício físico. Assim os objetivos do presente estudo foram: avaliar o controle autonômico do coração a partir das respostas da frequência cardíaca e de sua variabilidade nas condições de repouso, nas posições supina e sentada, e durante teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R). Avaliar a atividade eletromiográfica durante o TEFDC-R e ainda verificar a correlação entre a atividade eletromiográfica e a variabilidade da frequência cardíaca durante o TEFDC-R. Metodologia: estudou-se 10 homens, ativos, saudáveis, jovens ($23,7 \pm 3,02$ anos) em repouso, nas posições supina e sentada, e durante TEFDC-R, com incrementos de 20 Watts (W) por minuto. Os dados de frequência cardíaca e dos intervalos R-R (ms) foram coletados em tempo real, batimento a batimento, durante o repouso e o exercício. A EMGs integrada foi coletada do músculo vasto lateral (VL) nos 20 segundos finais de cada minuto durante o TEFDC-R. *Análise dos dados*: foram calculados os valores médios da frequência cardíaca (FC) em bpm e dos intervalos R-R (iR-R) em ms em repouso durante os 15 minutos e o índice temporal RMSSD dos iR-R (ms) e da FC (bpm) nessas condições. Durante o TEFDC-R, foi obtida a média da FC (bpm) e o RMSSD dos iR-R (ms) nos 20 s finais de cada minuto de exercício paralelamente a análise da EMGs pelo índice RMS da amplitude do sinal em microvolts. *Metodologia estatística*: Para a análise estatística utilizou-se os testes não paramétricos de *Wilcoxon* para amostras pareadas, de *Friedman* para medidas repetidas seguido de técnicas de

comparações múltiplas com o teste de *Dunn* e análise de correlação de *Spearman*. Foram considerados níveis de significância de $\alpha=0,05$. **Resultados:** os dados apresentam significância estatística ($p<0,05$) nas seguintes análises: 1) menor FC (bpm) e maior iR-R (ms) médios em supino em relação a sentado; 2) maior VFC em supino quando comparado a sentado; 3) FC (bpm) média e RMSSD dos iR-R (ms), durante o TEFDC-R, entre a potência de 4 W e os intervalos a partir de 55 e 60 W; 4) aumento do índice RMS da EMGs entre 4 W e a partir do intervalo de 57 e 60 W; 5) correlação entre RMS e RMSSD ($r_s=-0,64$), entre FC e RMS ($r_s=0,61$) e entre FC (bpm) e RMSSD ($r_s=-0,76$). Conclusões: nossos dados sugerem que houve uma alteração no balanço vago-simpático com predominância vagal na posição supina quando comparada com a sentada. Mostram ainda, uma associação entre o incremento de potências durante o exercício físico com o aumento do recrutamento de fibras musculares com concomitante aumento da frequência cardíaca e diminuição da VFC. Essa associação é atribuída tanto ao comando de controle central como dos mecanismos reflexos periféricos, ativados a partir das aferências das fibras musculares do grupo III (ergoceptores) e do grupo IV (metaboreceptores). Sugerindo o trânsito de informações advindos do córtex motor ativando as fibras musculares e paralelamente à área cardiovascular, modulando o sistema nervoso autônomo do coração.

Palavras-chave: variabilidade da frequência cardíaca; modulação autônoma; eletromiografia de superfície; exercício físico dinâmico.

ABSTRACT

SILVA, C. S. *Analysis of the autonomic modulation of the heart in rest and activity electromyographic related the heart rate variability during dynamic exercise in cycle ergometer*. São Carlos, 2002, 81p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Heart rate variability (HRV) has been used as a physiological marker of heart autonomic control, while surface electromyography (SEMG) has shown to be a useful analysis tool for evaluating muscular response to physical exercise. Therefore, the purpose of the present research was to evaluate heart autonomic control beginning from heart rate (HR) answers and its variability (HRV) in rest conditions, in supine and seating positions, and during test of dynamic physical exercise continuous of ramp type (TDPEC-R). We also intended to evaluate electromyographic activity during TDPEC-R and analyze correlation between HRV and SEMG during test of dynamic physical exercise continuous of ramp type (TDPEC-R). *Methodology*: Ten men; young ($23,7 \pm 3,02$ years), healthy and with an active life style; were followed up during TDPEC-R in rest, supine and seating positions, with 20 W increments per minute. The HR and R-R intervals (R-RI) data were recorded on a beat-to-beat basis in real time during rest and exercise. Integrated SEMG was collected from vastus lateralis muscle captured during the last 20 seconds of each minute during TDPEC-R. *Analysis of the data*: HR average values were calculated [in beats per minute (bpm)] and R-RI, in rest condition for 15 minutes. RMSSD temporal index of R-RI and HR were calculated in both conditions. During TDPEC-R, the average HR and RMSSD of R-RI was achieved in the last 20 s of each minute of exercise in parallel with SEMG analysis by RMS index of signal width in microvolts. *Statistics Methodology*: *Wilcoxon* nonparametric tests were used for paired samples, *Friedman's* for repeated measures followed by multiple comparisons techniques with *Dunn* test and correlation analysis of *Spearman*. $\alpha=0.05$ was the considered level of significance. *Results*: the data presented statistic significance ($p<0,05$) in the following analyses: 1) lower HR (bpm) and R-RI (ms) average values in supine than in seating position; 2) higher HRV values in supine in comparison to seating position; 3) average HR (bpm) and

RMSSD of R-R (ms) values, during TDPEC-R, between potency of 4 W and intervals starting from 55 and 60 W; 4) increase of RMS index of SEMG between 4 W and starting from interval of 57 and 60 W; 5) correlation between RMS and RMSSD ($r_s=-0.64$), between HR and RMS ($r_s=0.61$) and between HR (bpm) and RMSSD ($r_s=-0.76$). *Conclusions:* our data suggest that there was an alteration in vagal- sympathetic balance with vagal predominance in supine position in comparison to seating position. The data also demonstrate association between power increment during physical exercise with increase of muscular fibers recruitment with simultaneous HR increase and HRV decrease. This association is attributed to central control command as well as to outlying reflexes mechanisms, activated from afferent muscular fibers of groups III (ergoreceptors) and IV (metaboreceptors). Which suggests information traffic from the motor cortex, activating muscular fibers, and parallel to cardiovascular area, modulating the autonomous nervous system of the heart.

Keywords: heart rate variability; autonomic modulation; surface electromyography; dynamic physical exercise.

1 INTRODUÇÃO

1.1 O exercício físico

Durante o exercício físico ocorre uma série de ajustes hemodinâmicos e metabólicos envolvendo a participação de vários sistemas orgânicos e, dentre eles, o muscular. A atividade muscular é realizada graças a produção de energia propiciada pela quebra de adenosina trifosfato (ATP), um composto que armazena e libera energia para todos os processos celulares. A alta energia livre da hidrólise da ligação terminal do ATP é utilizada para mudanças nas conformações das moléculas de actina e miosina muscular transformando energia química em mecânica. O processo aeróbio de formação do ATP é capaz de garantir um aumento progressivo deste substrato à medida que o exercício aumenta sustentando a atividade muscular necessária (WASSERMAN *et al.*, 1999).

Para que a produção aeróbia de ATP a nível muscular ocorra é necessário à ativação de processos de transporte de oxigênio (O₂) desde as vias aéreas superiores até as mitocôndrias onde o gás carbônico (CO₂) produzido, produto final do metabolismo, é transportado e removido. Para isso é necessária uma participação efetiva de vários sistemas, dentre eles o respiratório, cardiovascular e muscular, todos sobre o controle do sistema nervoso central (ROWELL, 1986).

Três mecanismos de controle diferentes se completam em função das necessidades metabólicas e em respostas a estímulos eferentes, sendo eles: 1) o mecanismo nervoso de comando central que tem origem no córtex motor e transmite impulsos aferentes aos neurônios localizados no bulbo (FOSS *et al.*, 2000); 2) o mecanismo neural reflexo periférico, que se relaciona com as descargas aferentes, originários nas terminações nervosas musculares das fibras dos grupos III e IV, que possuem sensibilidade a estímulos mecânicos (ergoreceptores ou mecanorreceptores) e metabólicos (metabolorreceptores ou quimiorreceptores) locais, respectivamente (MITCHELL *et al.*, 1983; FOSS *et al.*, 2000); 3) o comando cardiodinâmico: responsável pela integração dos ajustes cardiovasculares e pulmonares cuja função é o suprimento adequado de sangue arterial aos músculos ativos para que se processe um adequado metabolismo local (McARDLE *et al.*, 1998).

Esses mecanismos interagem com o centro cardiovascular, localizado na formação retículo bulbar, e a transmissão dos impulsos eferentes ao coração é processada através dos componentes simpático e parassimpático do sistema nervoso autônomo (KALIA *et al.*, 1981; McARDLE *et al.*, 1998; FOSS *et al.*, 2000).

Nota-se assim, que existe uma relação importante entre o mecanismo de controle cardiovascular e a atividade muscular durante a realização de um exercício físico.

Com o decorrer do exercício progressivo, o sistema oxidativo necessita da participação de um sistema alternativo de formação de ATP

para que o esforço seja mantido, desta forma entra em ação o sistema anaeróbio para produção de energia. Tal sistema, apesar de menos eficiente, garante a continuidade do esforço até potências iguais ou superiores ao ponto de saturação do sistema de transporte de O₂ denominado de consumo máximo de O₂ (VO_{2 máx.}) (McARDLE *et al.*, 1998).

A partir dessas informações podemos inferir que ocorrem mudanças no metabolismo muscular com o decorrer do exercício físico progressivo as quais estão diretamente relacionadas aos níveis de potências executados.

NAGATA *et al.* (1981), relatam que o aumento progressivo na frequência de descarga das unidades motoras (UMs), dos músculos em atividade, já ativadas e/ou de algumas recém recrutadas poderia ser para compensar o déficit na força desenvolvida, em consequência de que o suprimento de ATP para as fibras musculares oxidativas de contração lenta, pela fosforilação oxidativa, torna-se inadequado e deve ser suplementado pela reserva de energia disponível através da glicólise anaeróbia, levando a uma acidose metabólica.

1.2. O sistema cardiovascular

O sistema nervoso autônomo, através dos seus componentes simpático e parassimpático, desempenha um importante papel nos ajustes do sistema cardiovascular (MACIEL *et al.*, 1986; SMITH *et al.*, 1990; GALLO JR. *et al.*, 1995; FREITAS, 2000; CATAI *et al.*, 2002).

O sistema nervoso parassimpático inerva o miocárdio através dos nervos parassimpáticos ou vagos, que se distribuem principalmente para os

nodos sinusal e átrio ventricular e, em menor escala, para os músculos atriais e ventriculares. A estimulação parassimpática faz com que o hormônio acetilcolina seja liberado nas terminações vagais, diminuindo a frequência do ritmo do nodo sinusal e a excitabilidade das fibras juncionais atrioventriculares, tornando mais lenta a transmissão do impulso cardíaco para os ventrículos (LONGO *et al.*, 1995; POWERS *et al.*, 1997; MARÃES, 1999; FOSS *et al.*, 2000).

Os nervos simpáticos, por outro lado, distribuem-se a todas as partes do coração, com predominância para o músculo ventricular. A estimulação simpática produz respostas basicamente opostas à do parassimpático: libera noradrenalina que aumenta a frequência de descarga do nodo sinusal, aumenta a velocidade de condução e a excitabilidade em todas as partes do coração e ainda, aumenta a força de contração do músculo cardíaco (LONGO *et al.*, 1995; MARÃES, 1999; FOSS *et al.*, 2000).

Uma das principais características dos sistemas simpático e parassimpático é a de aumentar ou diminuir, de acordo com as necessidades orgânicas, a frequência dos batimentos cardíacos, como resultado da estimulação ou inibição desses dois efetores regulando, assim, a modulação da frequência cardíaca e adaptando-a a diferentes estímulos, como o exercício físico, o estresse, a respiração, as alterações metabólicas, entre outros (LONGO *et al.*, 1995).

A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) pode ser caracterizada pelas variações da duração dos intervalos entre duas ondas R (iR-R) do eletrocardiograma (ECG), onde a estimulação ou inibição do simpático e do

parassimpático no coração modulam a resposta da frequência cardíaca adaptando-a as necessidades de cada momento (MALLIANI *et al.*, 1991).

Uma das condições onde a VFC pode ser utilizada para verificar o controle autonômico sobre o coração é a mudança postural. Quando um indivíduo muda de postura, o sistema nervoso autônomo atua sobre o coração para conduzir o mesmo aos ajustes necessários para suprir as demandas metabólicas do organismo (MARTINELLI, 1996). LINDQVIST *et al.* (1990), observaram que a VFC apresentou-se maior na posição supina, e que a simples transferência para a postura em pé, produzia uma diminuição da mesma.

Alguns estudos (MARÃES, 1999; RIBEIRO, 2001; SILVA *et al.*, 2001) investigaram o comportamento da VFC durante o repouso na posição supina e sentada e encontraram uma maior VFC em supino quando comparado com a posição sentada.

Com relação ao exercício físico dinâmico, este promove mudanças na VFC. Investigações (MARÃES, 1999; RIBEIRO, 2001; SILVA *et al.*, 2001) observaram que a VFC, analisada a partir do índice RMSSD dos iR-R em milissegundos (ms) no domínio do tempo, era maior quando os voluntários realizaram baixos níveis de esforço e que, com o incremento de potências, ocorria uma diminuição da mesma.

Sob o argumento de que são escassos os estudos que relacionam o comportamento da frequência cardíaca e da VFC com diferentes intensidades e fases metabólicas do exercício físico dinâmico progressivo, como a intensificação do metabolismo anaeróbio e o surgimento da acidose

metabólica, ALONSO *et al.* (1998) realizaram um estudo utilizando protocolo incremental em cicloergômetro, em forma de degrau, e relataram que houve uma relação linear entre a frequência cardíaca e consumo de oxigênio (VO_2) e uma diminuição da VFC a partir dos primeiros instantes de exercício até alcançar níveis expressivos de diminuição a partir do limiar de anaerobiose tendendo a uma estabilidade após este momento.

É sabido que a frequência cardíaca apresenta aumento linear quando um indivíduo é submetido a uma atividade física crescente, por exemplo, a um protocolo com incremento de potências em forma de rampa (MARÃES, 1999). Em potências mais elevadas, utilizando protocolo descontínuo, CATAI (1999) relata que tal incremento é atribuído à predominância da estimulação do simpático sobre o coração, que é denominado de componente lento de elevação da frequência cardíaca (GALLO JR. *et al.*, 1987).

A partir da análise da VFC pode-se obter informações de forma não invasiva sobre a integridade neurocardíaca e a regulação autonômica sobre o coração, permitindo assim, o reconhecimento e a caracterização de situações nas quais doenças possam afetar tal controle e, com isso auxiliar no diagnóstico e prognóstico de tais situações clínicas (AKSELROD *et al.*, 1981; LONGO *et al.*, 1995; STEIN *et al.*, 1999; RIBEIRO *et al.*, 2000).

A VFC pode ser avaliada por vários métodos divididos em análise no domínio do tempo e análise no domínio da frequência (MALLIANI *et al.*, 1991; STEIN *et al.*, 1999). O mais simples é a análise no domínio do tempo a partir da medida dos iR-R (ms) do eletrocardiograma. Nesse método, a frequência cardíaca instantânea ou o intervalo entre os iR-R são analisados

por meio de cálculos estatísticos simples. Medidas baseadas nas diferenças entre iR-R (ms) adjacentes podem ser avaliadas, por exemplo, pela raiz quadrada da média das diferenças sucessivas entre os iR-R (ms) (ANTILA, 1979; TASK FORCE, 1996; STEIN *et al.*, 1999).

1.3. Eletromiografia de superfície

A contração muscular pode ser estudada com a utilização de um método não invasivo e de fácil aplicação que é a denominada eletromiografia de superfície (EMGs).

A EMGs consiste na captação de potenciais elétricos gerados pela despolarização do músculo em atividade durante a contração muscular. Tais potenciais são denominados de potenciais de ação das unidades motoras (UMs) e estão diretamente relacionados com o tipo de exercício (isométrico ou isotônico) e com o nível de atividade realizada durante esses exercícios. Os registros gráficos dos potenciais de ação das UMs são denominados de eletromiograma (BASMAJIAN *et al.*, 1985; O'SULLIVAN *et al.*, 1993).

A EMGs tem sido utilizada para avaliar a capacidade de resistência do músculo, a biomecânica muscular, o aprendizado motor, a capacidade de relaxamento neuromuscular, as lesões musculares, as desordens neuromusculares, a fadiga muscular, bem como avaliar o limiar de anaerobiose (NAGATA *et al.*, 1981; MORITANI *et al.*, 1998).

Alguns autores (BROOKS, 1991; WASSERMAN *et al.*, 1999) relatam que o limiar de anaerobiose é correspondente ao nível de potência e de VO_2 submáximos em que a falta relativa de O_2 , em nível mitocondrial, atingiria

magnitude suficiente para que a produção de ácido láctico excedesse sua metabolização. Além do acúmulo do ácido láctico, em um determinado estágio do exercício físico dinâmico progressivo, a fisiologia intramuscular sofre mudanças tempo dependentes onde ocorre acúmulo de metabólitos, íons hidrogênio e trocas nas concentrações de íons potássio por sódio, o que também caracteriza a passagem do metabolismo aeróbio para o anaeróbio (NAGATA *et al.*, 1981; JAMMES *et al.*, 1998). Essas mudanças podem afetar o mecanismo excitação contração, incluindo as propriedades da membrana muscular e propagação dos potenciais de ação no músculo conduzindo as manifestações eletromiográficas do que alguns autores denominam de fadiga muscular (MORITANI *et al.*, 1998).

Estudos na literatura (NAGATA *et al.*, 1981; MATSUMOTO *et al.*, 1991; JAMMES *et al.*, 1998) referem que a EMGs é um método eficiente na estimativa não invasiva do limiar de anaerobiose. Esses autores relatam que, através da análise dos sinais mioelétricos que refletem o recrutamento das UMs e a frequência de disparo das mesmas, é evidenciável um determinado momento onde ocorre um incremento mais acentuado e não linear do recrutamento muscular, representado pela análise da amplitude do sinal, e tal fato ocorre para que haja o suprimento adequado da demanda exigida nos músculos em atividade. Este ponto de mudança no padrão de recrutamento das UMs teria uma relação com o limiar de anaerobiose.

Outros autores (SKINNER *et al.*, 1980) relacionam a atividade das UMs com seus respectivos tipos de fibras musculares, lentas (oxidativas) ou rápidas (glicolíticas), e o limiar de anaerobiose. Os referidos autores relatam

que ocorre um recrutamento inicial intenso das UMs oxidativas durante o exercício físico dinâmico progressivo e quando o nível do limiar de anaerobiose é ultrapassado, ocorre uma contribuição no aumento de disparos de UMs glicolíticas se a potência de exercício continuar aumentando.

Outros autores (MILNER-BROWN *et al.*, 1973; TANJI *et al.*, 1973; DE LUCA *et al.*, 1982; DE LUCA *et al.*, 1994) trazem que as maiores contribuições do recrutamento das UMs podem ocorrer em níveis de força muscular relativamente baixos, enquanto a contribuição no aumento da frequência de disparos das UMs torna-se mais importante em níveis de forças maiores

Ainda, estudos mostraram que existe uma relação proporcional entre a EMGs e o incremento de potências de trabalho com uma maior ativação das fibras musculares, dos músculos em atividade, durante o exercício físico dinâmico em cicloergômetro progressivo. (MIYASHITA *et al.*, 1981; MATEIKA *et al.*, 1994).

Para se avaliar a resposta do sinal obtido a partir da EMGs existem diferentes métodos de análises dos sinais eletromiográficos no domínio do tempo ou da frequência. No domínio do tempo, o índice denominado *Root Mean Square* (RMS), raiz quadrada da média do sinal coletado, é o mais utilizado na verificação do comportamento do sinal eletromiográfico quanto a sua amplitude e que está diretamente relacionada ao recrutamento de UMs e, conseqüentemente, ao maior ou menor grau de atividade muscular frente ao exercício físico (MATEIKA *et al.*, 1994; ARNAUD *et al.*, 1997). JAMMES

et al. (1997) estudando homens jovens saudáveis, treinados e não treinados, captando e analisando as variáveis ventilatórias (VO_2 e VCO_2), o pH arterial, o lactato plasmático e a EMGs do músculo vasto lateral, relatam que o aumento do recrutamento das UMs está relacionado com incremento nos valores do índice RMS da EMGs.

Diante do exposto verifica-se que há poucos estudos relacionando a atividade muscular, através da EMGs, com o exercício físico dinâmico quando comparado as investigações envolvendo exercício isométrico. Já, trabalhos envolvendo as respostas cardiovasculares possuem um número considerável.

2 OBJETIVOS

Avaliar o controle autonômico do coração a partir das respostas da frequência cardíaca e de sua variabilidade nas condições de repouso, nas posições supina e sentada, e durante o exercício físico dinâmico do tipo rampa.

Avaliar a atividade eletromiográfica durante o exercício físico dinâmico do tipo rampa.

Verificar a correlação entre a frequência cardíaca e sua variabilidade com a atividade eletromiográfica durante a realização de exercício físico dinâmico do tipo rampa.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Voluntários estudados

Foram estudados 10 voluntários do sexo masculino ($23,7 \pm 3,02$ anos).

3.2 Local do estudo

O presente estudo foi realizado no Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico, Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar.

3.3 Aspectos éticos do estudo

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, parecer número 086/2000 (apêndice 1).

Todos os voluntários foram previamente esclarecidos e orientados sobre os procedimentos experimentais a que seriam submetidos no presente estudo. No caso de aceitação plena assinavam um termo de consentimento formal (apêndice 2), conforme determina a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

3.4 Critérios para inclusão dos voluntários no estudo:

- Idade entre 19 e 29 anos;
- Não fumantes;
- Padrão de vida ativo (atividade física aeróbia regular pelo menos 3 horas semanais);
- ECG normal em todas as derivações, em repouso e durante o teste de exercício físico máximo;
- Exames laboratoriais (urina tipo I, creatinina, uréia, hemograma completo, HDL colesterol, VLDL colesterol, LDL colesterol, colesterol total, triglicérides, ácido úrico e o de glicemia em jejum) dentro dos níveis de normalidade;
- Ausência de quaisquer problemas do sistema cardiovascular, muscular, osteoarticular, bem como de qualquer outro sistema;
- Não estivessem em uso de medicação na época dos testes experimentais.

Para tanto os voluntários foram submetidos a exames de avaliação clínica geral complementada por teste ergométrico, raio X e exames laboratoriais para detectar possíveis alterações (isquemia do miocárdio e/ou arritmias desenvolvidas durante o exercício) ou qualquer doença que contraindicasse a participação dos mesmos no estudo.

3.5 Avaliação clínica

- a) Anamnese constando de todos dados pessoais, hábitos de vida, antecedentes familiares, história pregressa e atual de possíveis doenças, entre outros (ficha de avaliação no apêndice 3).
- b) Exame físico de inspeção geral e aferição da frequência cardíaca, pressão arterial sistólica e diastólica em repouso (duas medidas), peso, altura, avaliação postural e muscular geral, ausculta cardíaca e pulmonar (ficha de avaliação no apêndice 3).
- c) Exames laboratoriais complementares: de urina tipo I, creatinina, uréia, hemograma completo, HDL colesterol, VLDL colesterol, LDL colesterol, colesterol total, triglicérides, ácido úrico e o de glicemia em jejum.
- d) ECG convencional de 12 derivações realizado em repouso na posição supina, e nas posições supina, sentada e em hiperventilação nas derivações MC₅, D_{II} e V₂ modificadas com os eletrodos dispostos da seguinte maneira:
- MC₅: o eletrodo negativo posicionado no ápice do manúbrio, o positivo no quinto espaço intercostal em direção à linha axilar anterior esquerda referente a V₅ e o eletrodo neutro no quinto espaço intercostal direito;

- DII: o eletrodo negativo posicionado no ápice do manúbrio esternal e o positivo no sexto espaço intercostal esquerdo na linha axilar anterior.
- V₂: eletrodo positivo no quarto espaço intercostal a esquerda do esterno.

3.6 Avaliação da capacidade funcional e do sistema cardiovascular

Essa avaliação tinha por finalidade diagnosticar possíveis alterações como hipertensão arterial reativa, isquemia do miocárdio e arritmias importantes desenvolvidas durante o exercício físico.

Protocolo I (TEFDC-D): representado na figura 1, foi realizado em cicloergômetro de frenagem eletromagnética (*Quinton-Corival-400*) na posição sentada com flexão do joelho entre 5 e 10 graus. A potência inicial foi de 4 Watts (W) por um período de 2 min, com o intuito de aquecimento, e posteriormente foram introduzidos incrementos de 25 W a cada 3 min até a exaustão física e/ou o surgimento de sinais e sintomas limitantes.

Antes e após a realização do protocolo I (TEFDC-D), foi realizado um ECG convencional de 12 derivações em repouso na posição supina. E nas derivações MC5, DII e V₂ modificadas, com os eletrodos posicionados como descrito anteriormente, foram realizadas nas posições supina e sentada. Também se procedeu à aferição da pressão arterial sistólica, diastólica e da frequência cardíaca. Durante o protocolo I, os voluntários foram monitorizados continuamente nas derivações MC5, DII e V₂ modificadas. O registro do ECG e

da frequência cardíaca bem como as aferições das pressões arteriais sistólica e diastólica foram realizadas nos 15 segundos finais de cada nível de exercício.

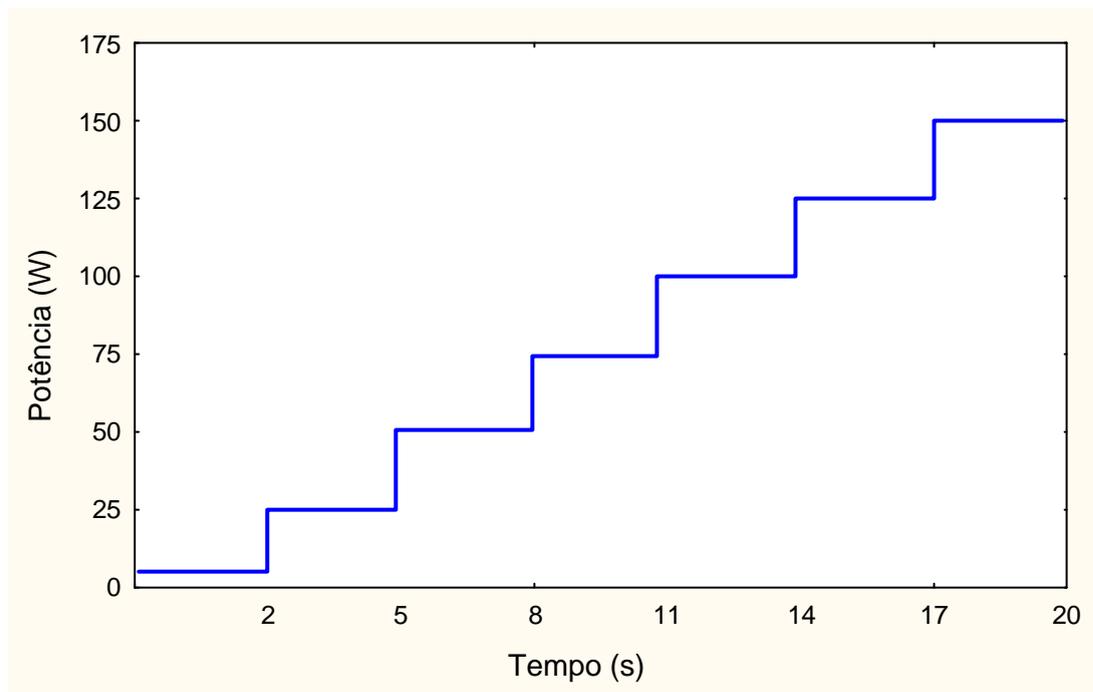


FIGURA 1 – Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo em degraus com carga inicial de 4 Watts (W), durante 2 min, e incrementos de 25 em 25 W a cada 3 min.

3.7 Avaliação da modulação autonômica do coração, da variabilidade da frequência cardíaca e da atividade eletromiográfica.

3.7.1 Protocolo II: teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R)

Esse protocolo foi padronizado com o objetivo de avaliar a modulação autonômica do coração, a partir das respostas da frequência cardíaca, e também avaliar a atividade muscular durante o exercício físico, a correlação entre os iR-R (ms) e a EMGs.

Antes do início do exercício físico os voluntários permaneciam em repouso nas posições supina e sentada durante 15 min com registro da frequência cardíaca. Após este período os voluntários eram colocados sentados no cicloergômetro e permaneciam em repouso por um período de 1 min. Dava-se início ao TEFDC-R com nível de potência de 4 W por 2 min e com incrementos de potências de 20 W por min (JAMMES *et al.*, 1998; SHINOHARA *et al.*, 1997) (figura 2) até a potência de 140 W. O incremento de potência era controlado automaticamente por um microprocessador modelo *Worload Programm* (Quinton-Groningen, Netherlands).

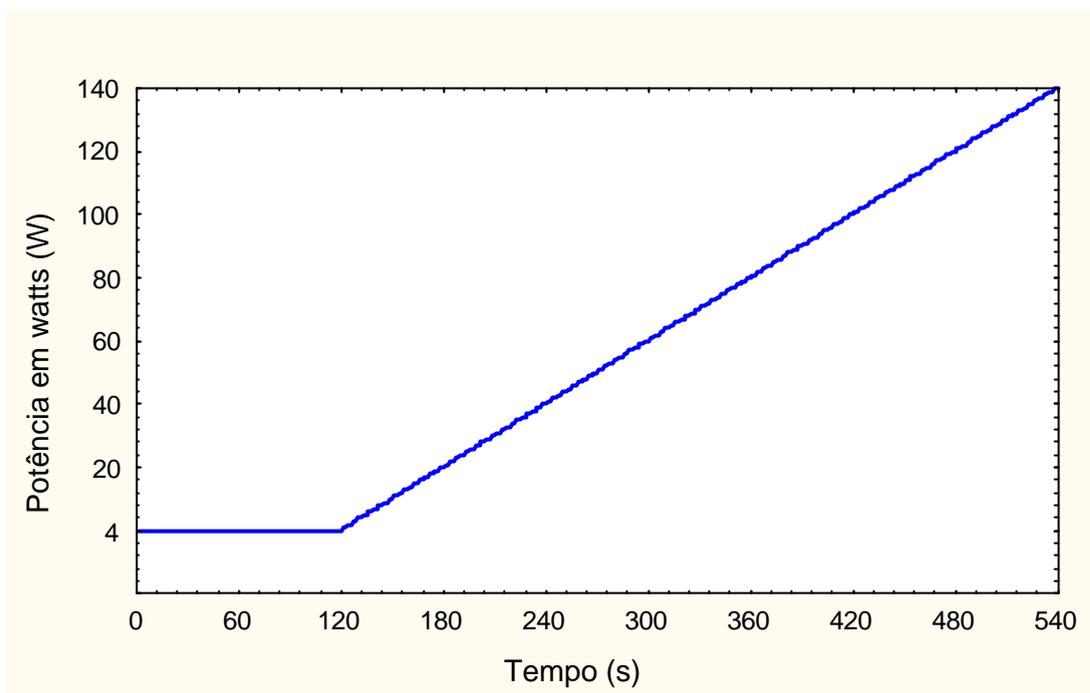


FIGURA 2 – Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo em rampa (TEFDC-R) com carga inicial de 4 Watts (W), por 2 min, e incrementos de 20 W por min.

3.8 Procedimentos experimentais

Os voluntários foram instruídos a seguirem algumas recomendações específicas nas 24 horas que precediam os testes: não ingerir bebidas alcoólicas e/ou estimulantes como café e chá; não praticar atividades físicas; alimentar-se sem extravagâncias; ter uma boa noite de sono; fazer uma refeição leve 2 horas antes dos testes.

Durante a realização de ambos os protocolos, I e II, os voluntários foram instruídos a:

- Manter a frequência de pedalada constante em 60 rotações por min (rpm);
- Manter a frequência respiratória normal;
- Não conversar;
- Não realizar contração isométrica com os membros superiores ao segurarem o guidão da bicicleta.

A figura 3 ilustra a montagem experimental do protocolo II (TEFDC-R).

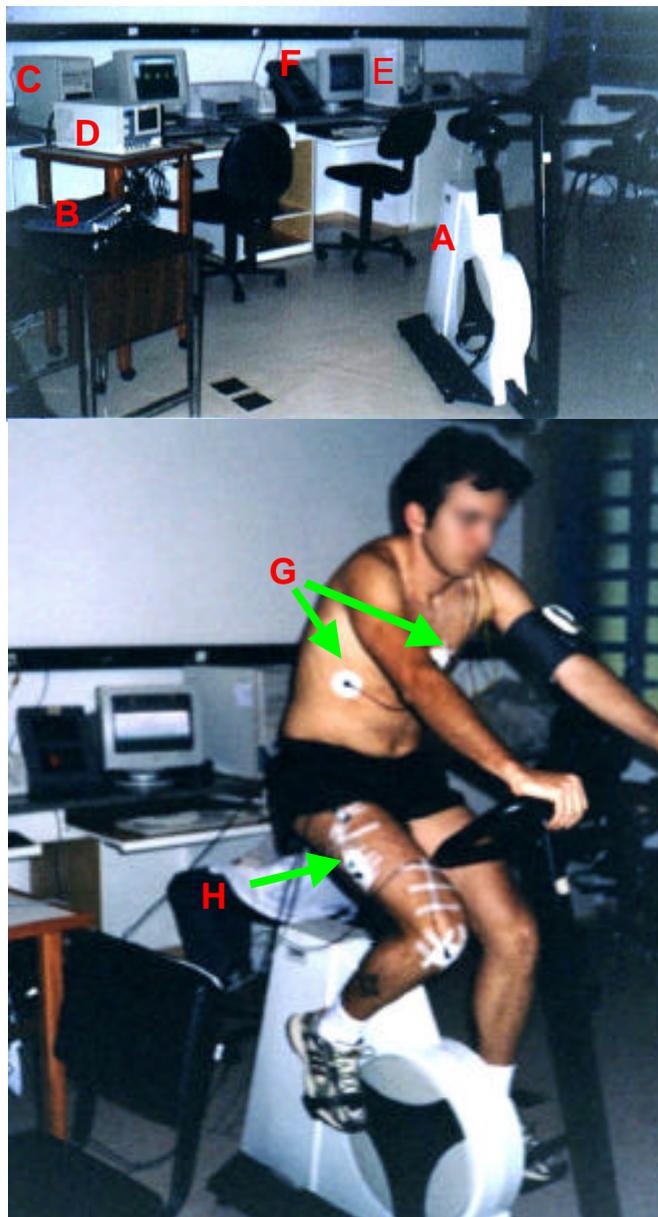


FIGURA 3 – Ilustração da montagem experimental do teste de exercício físico dinâmico em degrau contínuo tipo rampa (TEFDC-R). A: bicicleta ergométrica de frenagem eletromagnética; B: condicionador de sinais da eletromiografia de superfície (EMGs); C: computador com o *software* de aquisição dos dados de EMGs; D: eletrocardiograma (ECG); E: computador com o *software* de aquisição dos dados de frequência cardíaca; F: controlador de potências microprocessado; G: posicionamento dos eletrodos de ECG; H: posicionamento dos eletrodos de EMGs.

3.8.1 Controle ambiental e preparação pré-teste

Para minimizar os efeitos externos sobre as respostas fisiológicas, os protocolos experimentais foram realizados nas mesmas condições em relação ao horário, temperatura e umidade relativa do ar (tabela 1, apêndice 4). Para a medição dos valores de temperatura e umidade relativa do ar foi utilizado um higrotermômetro *hygrometer thermo clock* (Templec TM). A temperatura foi controlada artificialmente por um aparelho de ar condicionado modelo *Mini Split* (TEMPSTAR®). Tais condições foram garantidas pela chegada antecipada dos pesquisadores ao laboratório assim como, a preparação dos materiais e equipamentos utilizados nas coletas experimentais.

Antes de serem iniciados os testes, os voluntários foram submetidos aos procedimentos de tricotomia e limpeza da pele com álcool e algodão, tanto no tórax quanto no membro inferior dominante, para a colocação dos eletrodos de registro do ECG e da EMGs, respectivamente. Previamente foi realizada a medição do membro inferior dominante para a localização dos pontos de colocação dos eletrodos no músculo vasto lateral para a obtenção dos sinais de EMGs.

Após tais procedimentos, os voluntários permaneciam 10 min repousando na posição supina antes dos testes serem iniciados, com o intuito de que as variáveis cardiovasculares, pressão arterial e frequência cardíaca, se adaptassem às condições ambientais e estabilizassem em seus valores basais.

3.8.2 Procedimento para coleta dos dados de frequência cardíaca

Os voluntários foram monitorizados na derivação bipolar MC5, com o eletrodo negativo no ápice do manúbrio ou ao nível do 2º ou 3º espaço intercostal, o positivo na região do quinto espaço intercostal na linha axilar anterior esquerda referente à derivação V5 e o eletrodo neutro no 5º espaço intercostal direito. Tal disposição foi escolhida para se obter uma maior diferença entre os picos das ondas R e os picos das ondas T, dos sinais eletrocardiográficos.

Os sinais eletrocardiográficos foram captados por um monitor cardíaco de 1 canal (ECAFIX TC500) e processados por meio de um conversor analógico digital *Lab. PC+* (*National Instruments, CO.*), que constitui uma interface entre o monitor cardíaco e o microcomputador *Pentium II*. A partir do ECG, os iR-R (ms) foram registrados utilizando-se um programa de processamento de sinais (SILVA *et al.*, 1994; OLIVEIRA *et al.*, 1996) ilustrado na figura 4.

O registro da frequência cardíaca, batimento a batimento, foi realizado durante 15 min em repouso nas condições supina e sentada em uma cadeira, com os pés apoiados no chão, e durante 1 min em repouso antes, 3 min após o TEFDC-R e durante todo o período de exercício.

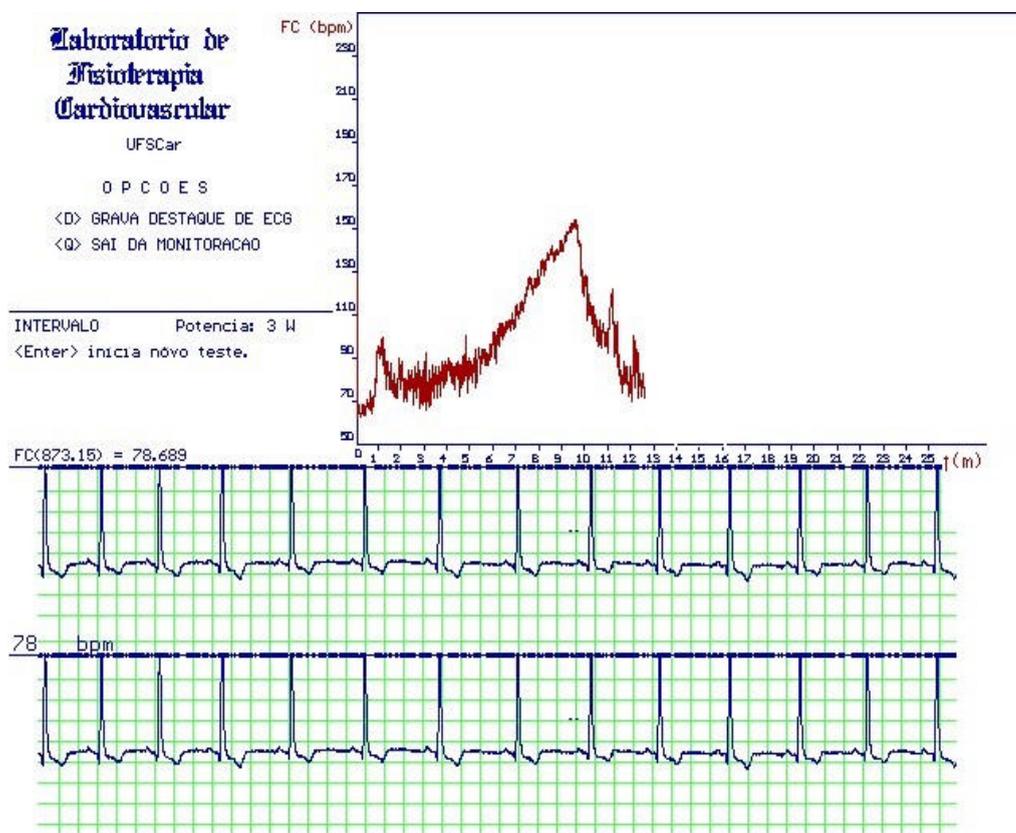


FIGURA 4 – Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, batimento a batimento em tempo real, obtida a partir dos intervalos R-R do registro de eletrocardiograma na condição de exercício.

3.8.3 Eletromiografia de superfície (EMGs)

3.8.3.1 Equipamento

Para a aquisição do sinal da EMGs foi utilizado um eletromiógrafo computadorizado de 16 canais (*Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.*) e um programa de aquisição de sinais (*AqDados5*). O equipamento é composto de um módulo condicionador de sinais de 16 entradas analógicas simples (*MCS 1000V2*), uma placa conversora analógico-digital (*CAD 12/32*) de 12 bits de

resolução com amplificador, interfaceados a um microcomputador *PC-Celeron 300*. Os sinais da EMGs foram processados por um filtro digital passa banda com frequências de cortes de 20 Hz e 500 Hz para as altas frequências. A frequência de amostragem, do conversor analógico-digital foi 1000 Hz, com faixa de tensão de entrada do sinal no canal analógico de – 10 a + 10 milivolts (mV).

Calibração: a calibração do eletrodo foi com o ganho de 1000, sendo 20 vezes no eletrodo e 50 vezes na placa, obtendo-se assim um ponto de referência de calibração a ser posteriormente utilizado (de acordo com o manual do fabricante).

3.8.3.2 Colocação dos eletrodos

Posteriormente à realização da tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool, os eletrodos foram posicionados com uma distância de 2 cm inter-eletrodo, de centro a centro, e fixados com fita adesiva (*Micropore*) no ventre do músculo vasto lateral longitudinalmente em relação às suas fibras conforme técnica descrita por BASMAJIAN *et al.* (1985), que refere ser o posicionamento mais adequado para representar a atividade elétrica das fibras musculares. Os eletrodos foram posicionados na metade da distância entre o trocanter maior e côndilo lateral do fêmur (figura 5) segundo técnica descrita por JAMMES *et al.* (1998). BURDEN *et al.* (1999) relatam que esses cuidados são fatores

extrínsecos que podem e devem ser controlados nos experimentos pois influenciam nos dados coletados.

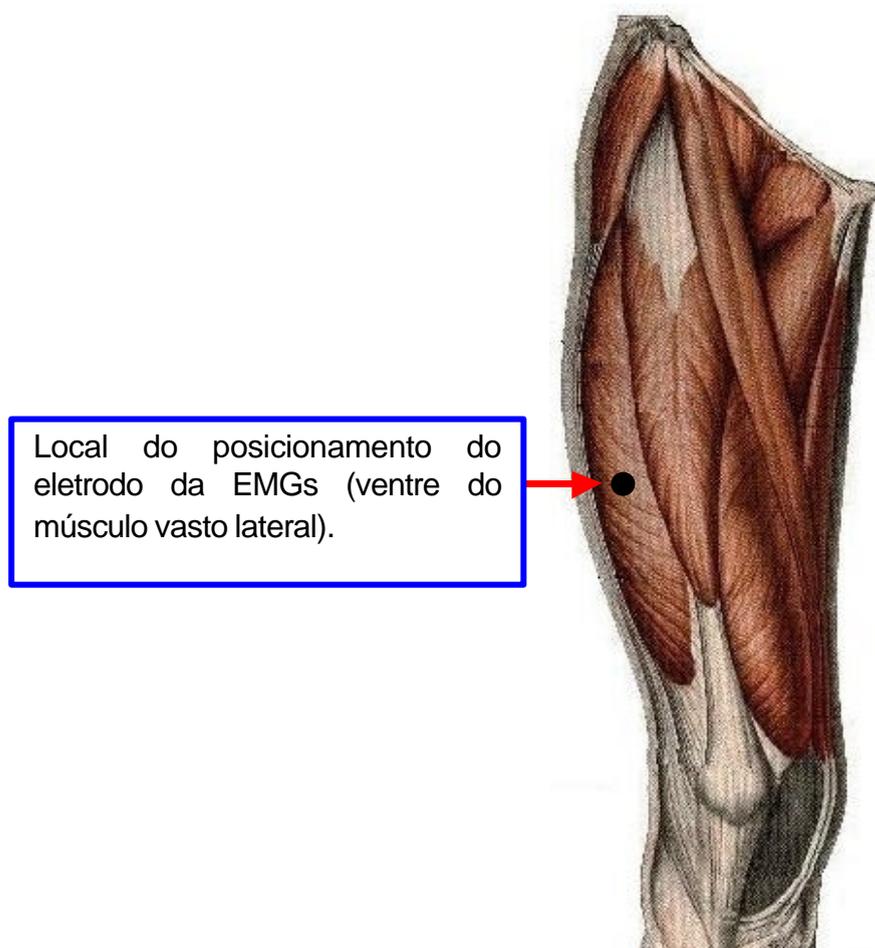


FIGURA 5 – Ilustração do posicionamento do eletrodo no ventre muscular do músculo vasto lateral, na distância média entre trocanter maior e côndilo lateral do fêmur, para registro do sinal eletromiográfico.

Os eletrodos de superfície utilizados foram de carbono ativado, auto-adesivos e descartáveis, *Carbocone (VERSATEC MFG INC-USA)* (figura 6.A), acoplados por meio de terminais específicos (figura 6.C) a um dispositivo diferencial ativo adaptado (figura 6.B), o qual foi responsável pela diferenciação

entre os dois pólos dos eletrodos. Tanto os terminais quanto o dispositivo diferencial foram fabricados especialmente para esses tipos de eletrodos. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a patela do membro inferior dominante do voluntário.

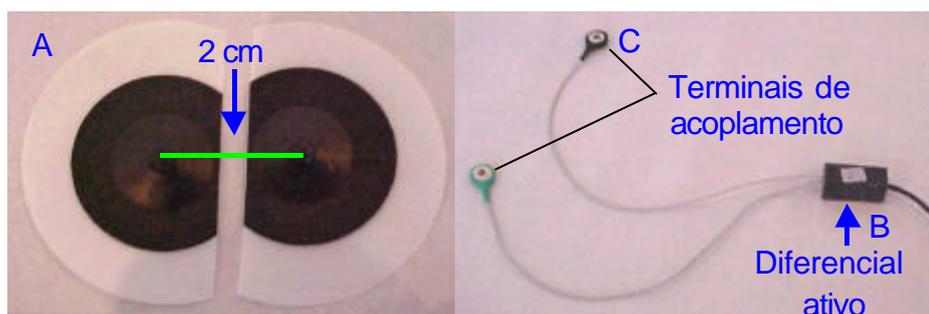


FIGURA 6 – A: eletrodos de superfície de fibra de carbono, B: eletrodo bipolar diferencial ativo e C: terminais de acoplamento ao eletrodo de carbono.

3.8.3.3 Coleta dos sinais da eletromiografia de superfície (EMGs).

A EMGs foi captada do músculo vasto lateral do membro inferior dominante. Esse músculo foi eleito por ser dentro do grupo muscular quadríceps da coxa o mais superficial permitindo assim uma melhor captação do sinal eletromiográfico e também por apresentar uma maior atividade durante exercícios dinâmicos realizados em bicicleta ergométrica (NAGATA *et al.*, 1981; VITASSALO *et al.*, 1985; MATSUMOTO *et al.*, 1991; MANTEIKA *et al.*, 1994; GLASS *et al.*, 1997; ARNAUD *et al.*, 1997; JAMMES *et al.*, 1998).

A coleta da EMGs foi realizada durante os 20s finais de cada min (JAMMES *et al.*, 1998) durante a realização do TEFDC-R.

3.9 Métodos de análises

3.9.1 Análise descritiva dos dados dos voluntários

Os dados relativos às características antropométricas e da avaliação clínica bem como os obtidos durante a realização do TEFDC-R foram analisados de forma descritiva.

3.9.2 Análise no domínio do tempo

3.9.2.1 Análise dos dados da frequência cardíaca obtidos durante a realização do TEFDC-D (protocolo I)

Os dados de frequência cardíaca (bpm) obtidos nas condições de repouso antes do TEFDC-D e no pico do exercício foram calculados em valores médios a partir dos 3 últimos iR-R (ms) registrados no ECG. Já os estimados foram a partir da fórmula 220-idade (MAHLER *et al.*, 2000).

3.9.2.2 Análise dos dados de frequência cardíaca obtidos durante a realização do TEFDC-R (protocolo II)

Para os dados de frequência cardíaca (bpm) obtidos por processamento “on-line”, batimento a batimento, em tempo real durante os 15 min em repouso nas posições supina e sentada foi calculado o índice RMSSD para os iR-R (ms) e para a frequência cardíaca (bpm). Durante o TEFDC-R, nos 20 s finais de cada potência do exercício, foram calculados os índices RMSSD dos iR-R (ms) e a frequência cardíaca (bpm) média.

O índice RMSSD corresponde à raiz quadrada da somatória do quadrado das diferenças entre os iR-R no registro, dividido pelo número (M) de IR-R em um tempo determinado menos 1 (equação 1) (ANTILA, 1979). Os dados foram analisados a partir do aplicativo Analisador Gráfico de Eletrocardiograma (GOUVÊA *et al.*, 1998).

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N-1} (RR_i - RR_{i+1})^2}{N-1}} \quad (\text{Equação 1})$$

3.9.2.3 Análise da frequência cardíaca (bpm) e dos iR-R (ms) obtidos durante a realização do TEFDC-R (protocolo II)

Os índices de RMSSD dos iR-R (ms) e a frequência cardíaca (bpm) foram calculados em séries de intervalos de 6 em 6 s dos 20 segundos finais de cada minuto do TEFDC-R. As séries de janelamentos de 6 s foram deslocadas de 3 em 3 s, conforme representação esquemática na figura 7.

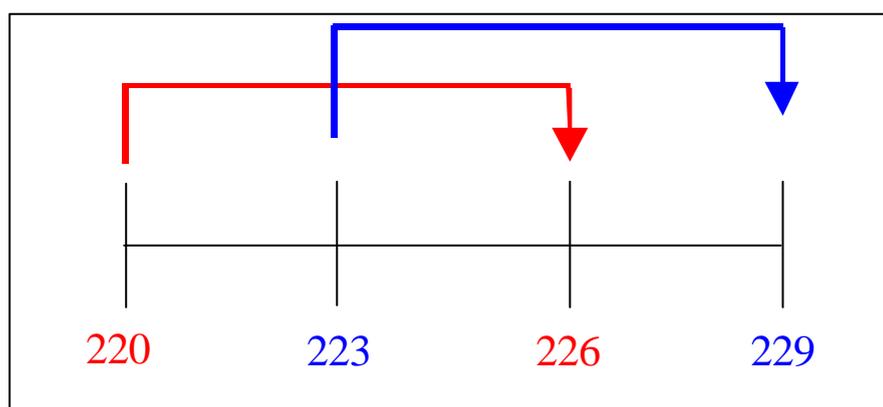


FIGURA 7 – Representação esquemática do janelamento de 6 em 6 segundos para a análise da frequência cardíaca média e da VFC pelo índice RMSSD.

Optou-se por este janelamento para se obter os valores de frequência cardíaca e iR-R correspondentes aos sinais de EMGs coletados nos 20 s finais de cada min.

3.9.2.4 Análise dos dados eletromiográficos de superfície obtidos durante a realização do TEFDC-R (protocolo II)

Os dados de EMGs de cada contração (figura 8) foram selecionados em intervalos de 400 ms (MATEIKA *et al.*, 1994) e analisados no domínio do tempo a partir dos índices de RMS (*Root Mean Square*) da amplitude dos seus sinais em μV , utilizando-se o programa AqDados-5. Foram analisados os intervalos correspondentes às 10 últimas contrações musculares registradas durante os 10 s finais de cada min do TEFDC-R (JAMMES *et al.*, 1998).

$$RMS = \sqrt{\frac{\int_{ti}^{tf} f^2(t)dt}{tf - ti}} \quad \text{Equação 2}$$

Onde:

ti : instante inicial;

tf : instante final;

$f^2(t)dt$: função do sinal amostrado;

\int : integral.



FIGURA 8 – Ilustração de uma das telas do *software* AQ-Dados 5 de captação dos sinais de eletromiografia de superfície (EMGs), em tempo real: em A está representado o intervalo do sinal de uma contração muscular do músculo vasto lateral do voluntário LBC na potência de 140 Watts, e em B dados do intervalo do sinal de EMGs a ser analisado no intervalo de tempo de 400 ms

3.10 Normalização dos dados de RMSSD dos iR-R (ms) e de RMS da amplitude do sinal eletromiográfico a partir do valor mediano.

Para comparação entre variáveis cujas unidades e ordem de grandeza são diferentes realizou-se o procedimento de normalização descrito a seguir. Os dados de RMSSD dos iR-R (ms) foram normalizados segundo a seguinte metodologia: cada valor foi dividido pelo valor mediano do conjunto de dados (todas as potências estudadas), gerando um novo conjunto de dados. Foram

calculados os valores mediano, mínimo e máximo para os dados de cada potência, cujos valores foram plotados em gráfico. O mesmo procedimento de normalização descrito acima foi realizado no conjunto de dados de RMS da amplitude da EMGs (μV). Os gráficos foram superpostos para comparação de seus comportamentos.

3.11 Metodologia estatística

Para a escolha do teste estatístico (paramétrico ou não paramétrico) verificou-se a distribuição das variáveis estudadas em diferentes condições (figura 9 A e B). A análise de distribuição dos dados mostrou que os mesmos não possuíam distribuição normal. Assim, foram utilizados testes estatísticos não paramétricos.

Os resultados foram apresentados graficamente em “*Box-plot*” contendo os valores de mediana, 1º quartil (25%), 3º quartil (75%), valores máximos e mínimos, *outliers* e extremos. Para tanto se utilizou o aplicativo *STATISTICA for Windows, Release 6.0 Stat soft, Inc. 1984-2000*.

A análise estatística de significância foi realizada a partir dos testes não paramétricos de *Wilcoxon* para amostras pareadas, teste de *Friedman* para medidas repetidas seguido de técnicas de comparações múltiplas com o teste de *Dunn*, que informa a que nível se deu a significância entre os dados e análise de correlação de *Spearman*. Foram considerados níveis de significância de $\alpha=0,05$.

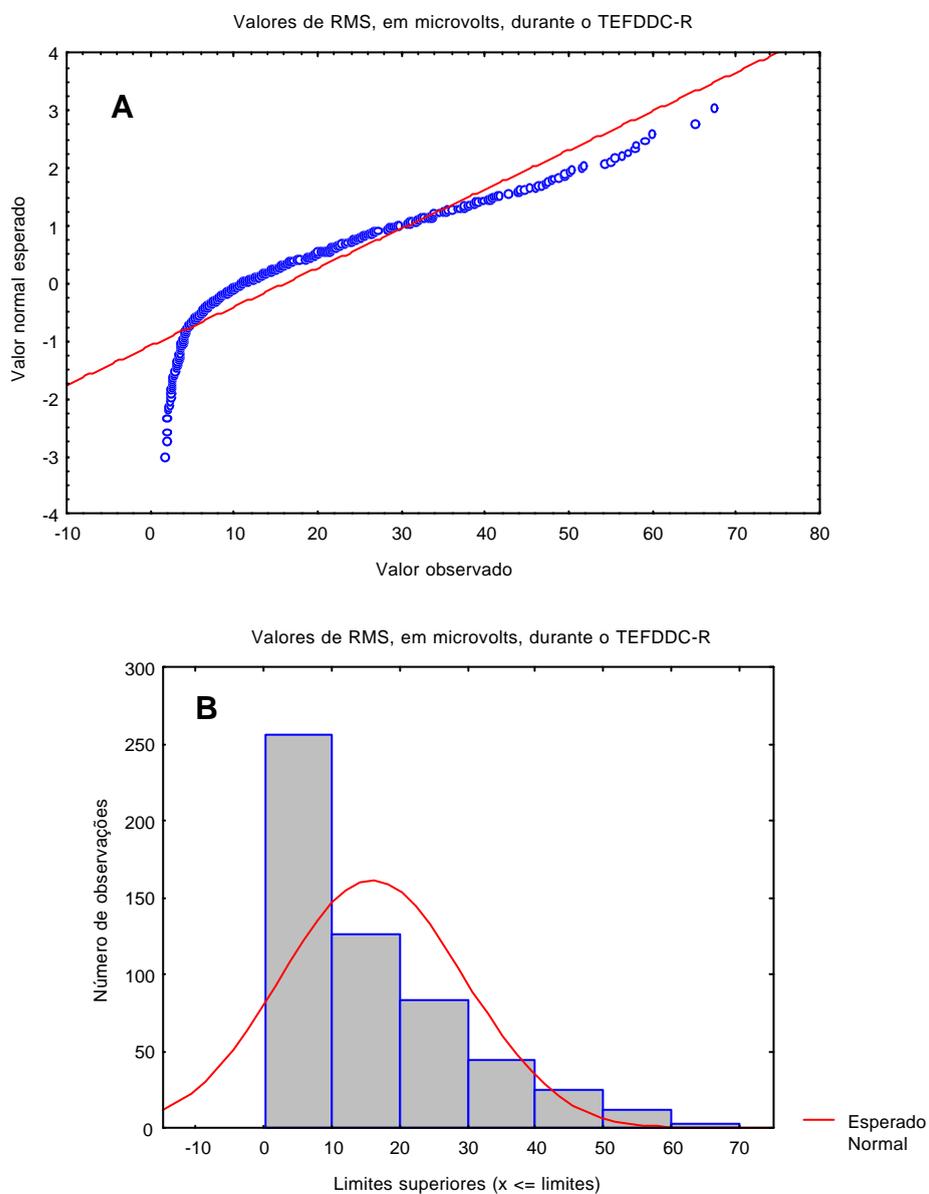


FIGURA 9 – Análise dos valores absolutos do índice de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos voluntários estudados ($n=10$) quanto à distribuição dos dados. Em A estão representado os valores observados em relação aos esperados. Em B curva de Gauss e histograma do número de observações.

4 RESULTADOS

4.1 Voluntários estudados

Na tabela 2 estão representados os dados referentes a idade, as características antropométricas (peso, altura e índice de massa corpórea) e o tipo e frequência de atividade em relação às horas semanais.

TABELA 2 – Idade em anos, características antropométricas (peso em quilogramas (kg), altura em metros (m) e índice de massa corpórea (IMC) em quilogramas por metro ao quadrado (kg/m^2)), tipo de atividade física (TAF) e horas semanais (H/S) praticadas dos voluntários estudados (n = 10).

Voluntários	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (m)	IMC (kg/m^2)	H/S	TAF
CHS	28	69	1,78	21,83	3	Bicicleta e esteira
CAJ	22	69,5	1,81	21,25	3	Futebol
FP	29	81	1,83	24,25	3	Futebol
GHS	23	78	1,86	22,55	3	Bicicleta e esteira
IDM	20	73	1,79	22,81	3	Bicicleta
JC	22	71	1,77	22,66	4	Bicicleta
KGG	21	68	1,79	21,25	3	Bicicleta
LBC	26	88	1,86	25,5	5	Futebol
RSR	22	73	1,76	23,62	4	Bicicleta
RAJ	24	66,5	1,78	21,04	4	Caminhada
Média	23,7	73,7	1,80	22,67	3,5	
D. P.	3,02	6,73	0,03	1,44	0,70	
Mediana	22,5	72	1,79	22,60	3	
1 ^o Quartil	22	69	1,78	21,25	3	
3 ^o Quartil	26	78	1,83	23,62	4	
Mínimo	20	66,5	1,76	21,04	3	
Máximo	29	88	1,86	25,5	5	

D.P.: desvio padrão.

Na tabela 3 (apêndice 5) verifica-se que os valores de colesterol total, HDL colesterol, LDL colesterol, VLDL colesterol, triglicérides, ácido úrico, creatinina, uréia e glicemia em jejum estão dentro da faixa de normalidade.

Os exames eletrocardiográficos, em repouso e exercício, não apresentaram anormalidades assim como as radiografias de tórax. Assim, verifica-se que os voluntários que fizeram parte deste estudo não apresentaram alterações indicativas de doenças e/ou acometimentos em particular cardiorrespiratória e musculoesquelética, aos exames que foram submetidos.

4.2 Respostas das variáveis cardiovasculares durante a realização do TEFDC-D (protocolo I).

Na tabela 4 verifica-se os valores obtidos de frequência cardíaca (bpm) em repouso, estimada para a idade e a do pico do esforço, bem como os valores de pressão arterial sistólica e diastólica mensuradas em repouso e durante o pico do TEFDC-D (protocolo I) dos voluntários estudados (n=10).

Tanto a frequência cardíaca quanto a pressão arterial sistólica e diastólica, apresentaram comportamentos fisiológicos esperados entre o repouso e o exercício, ou seja, a frequência cardíaca e a pressão arterial sistólica apresentaram acréscimos dentro da faixa prevista de acordo com os incrementos de potência durante o TEFDC-D, e a pressão arterial diastólica apresentou pequena variação.

TABELA 4 – Valores de frequência cardíaca (FC), em batimentos por minuto (bpm), máxima estimada para a idade, em repouso supino e a pico atingida durante a realização do TEFDC-D. Pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD), em milímetros de mercúrio (mmHg), durante a condição de repouso supino e na potência pico, em Watts (W), do TEFDC-D.

Voluntários	Estimada	Repouso			TEFDC-R			
		FC (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	FC (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	Potência pico (W)
CHS	192	66,8	120	70	190	190	75	150
CJr	198	76,08	110	65	180	180	80	200
FP	191	71,31	100	60	170	170	80	175
GHS	197	68,61	100	60	180	180	80	200
IDM	200	63	120	70	185	185	80	175
JC	198	64,26	110	80	190	190	90	225
KGG	199	61,54	115	75	185	185	90	175
LBC	194	74,87	110	80	190	190	90	225
RAJ	198	68,95	110	70	180	180	80	175
RSR	196	81,01	110	65	180	180	75	175
Média	196,3	69,64	110,5	69,5	183	183	82	187,5
D. P.	3,02	6,22	6,85	7,24	6,32	6,32	5,86	24,29
Mediana	197,5	68,78	110	70	182,5	182,5	80	175
1° Quartil	194	64,26	110	65	180	180	80	175
3° Quartil	198	74,87	115	75	190	190	90	200
Máximo	200	81,01	120	80	190	190	90	225
Mínimo	191	61,54	100	60	170	170	75	150

4.3 Análise da frequência cardíaca e da variabilidade da frequência cardíaca em repouso

4.3.1 Análise visual gráfica

A figura 10 exemplifica os dados de frequência cardíaca obtidos em repouso nas condições supina e sentada, captada batimento a batimento, em tempo real, durante 900 s do voluntário CJR antes de realizar o TEFDC-R.

Pela análise visual verificam-se maiores valores de frequência cardíaca na posição sentada quando comparada com a supina.

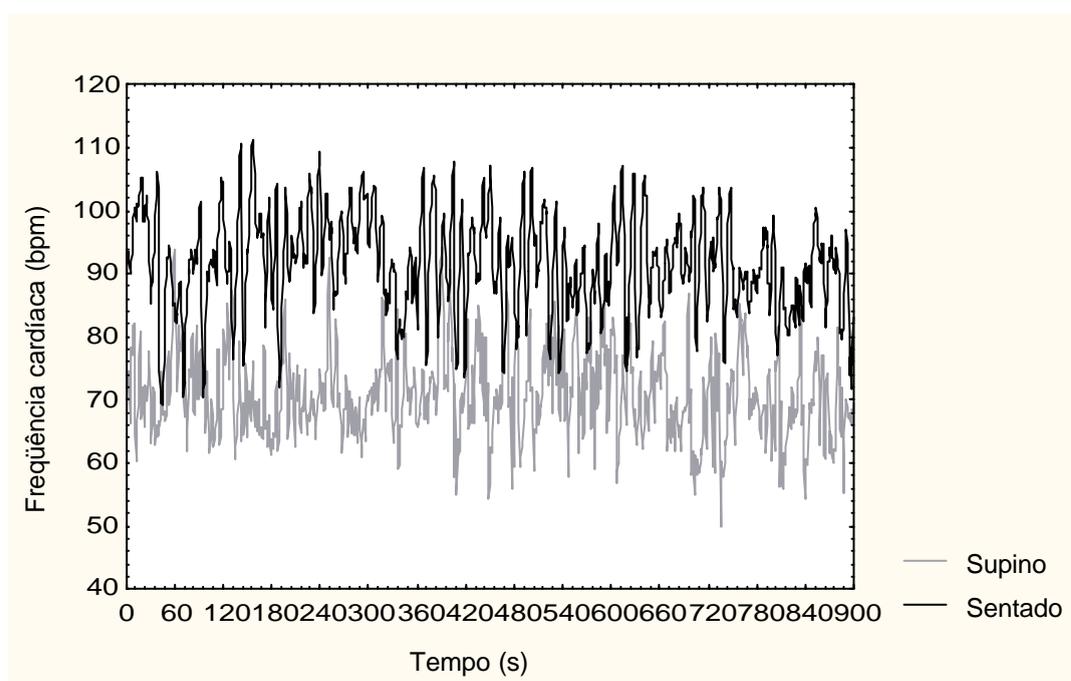


FIGURA 10 – Frequência cardíaca, em batimentos por minuto (bpm), registrada em tempo real, durante os 900 s nas condições de repouso supino e sentado antes da realização do TEFDC-R de um dos voluntários estudados (CJR).

4.3.2 Análise no domínio do tempo

Observa-se na figura 11 que a frequência cardíaca (bpm) dos voluntários estudados durante as condições de repouso na posição supina foi inferior em relação à da posição sentada e essa diferença foi estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Quanto à variabilidade dos dados (diferença entre o 1° e 3° quartis) observa-se que essa foi maior na posição supina em relação a posição sentada. Quando analisamos os iR-R (ms), calculados em média de 15 minutos, entre as posições supina e sentada (figura 12) verifica-se que o valor em mediana dos iR-R (ms) em repouso supino em relação a posição sentada foi superior com diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

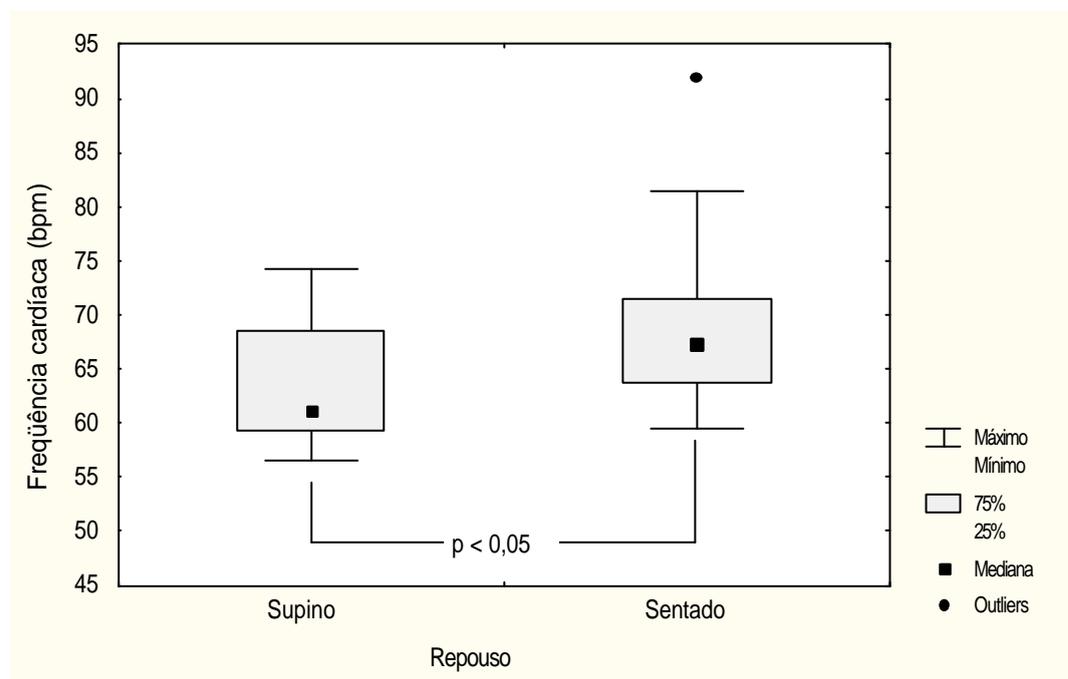


FIGURA 11 – Frequência cardíaca média, em batimentos por minuto (bpm), observada nas condições de repouso durante 15 min nas posições supina e sentada dos voluntários estudados ($n=10$). Nível de significância $\alpha=0,05$

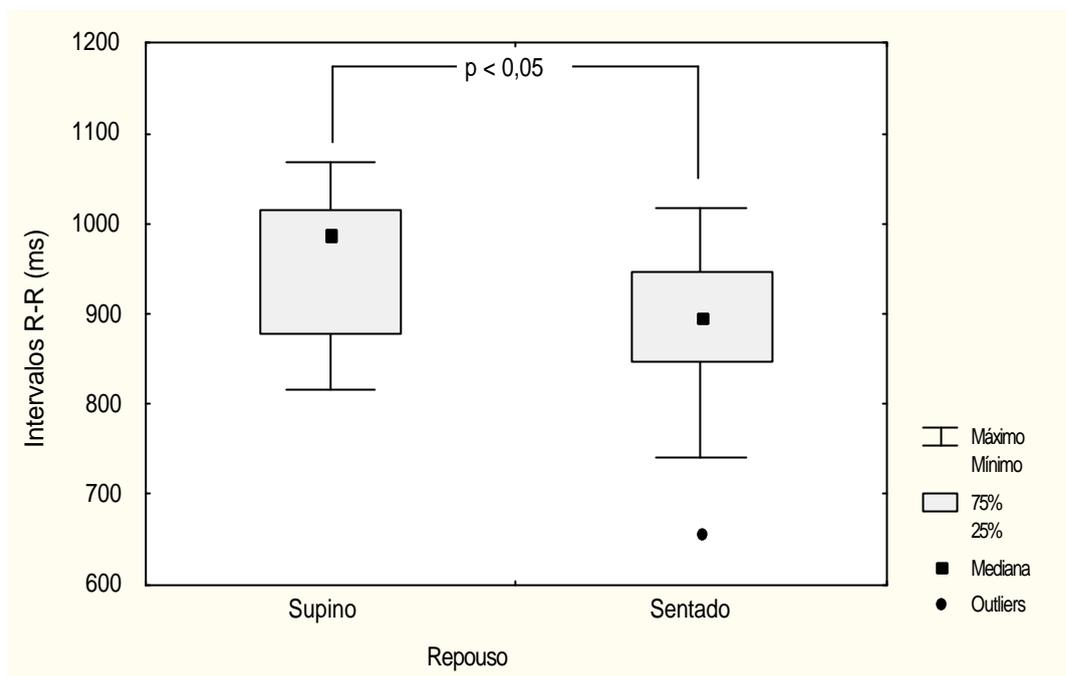


FIGURA 12 – Intervalos R-R (ms) calculados em média dos 15 minutos em repouso, nas posições supina e sentada, dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$.

Ao se analisar a VFC a partir do índice de RMSSD dos iR-R (ms), obtidos durante os 15 min em repouso, verifica-se na figura 13 que os valores na posição supina foram superiores quando comparados com a sentada, apresentando diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

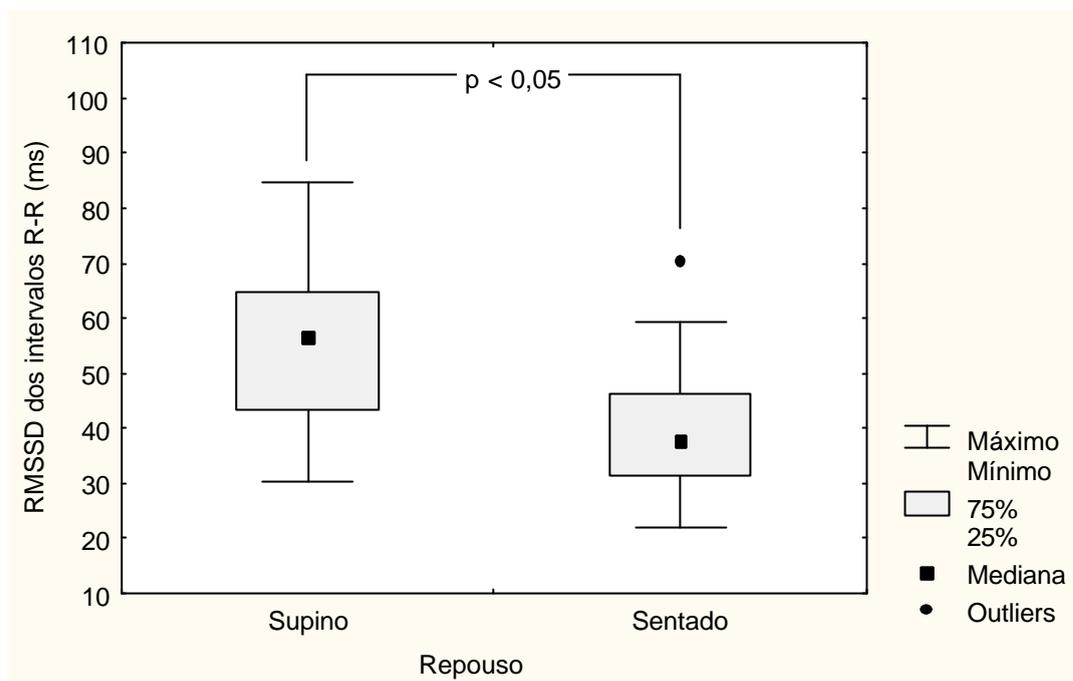


FIGURA 13 – Índice RMSSD dos iR-R (ms) obtidos das condições de repouso durante 15 min na posição supina e sentada dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$

Observa-se na figura 14 que a VFC analisada partir do índice de RMSSD da frequência cardíaca (bpm), obtida durante os 15 minutos em repouso, apresenta valores superiores na posição supina quando comparados com a sentada não apresentando diferença estatística significativa ($p>0,05$).

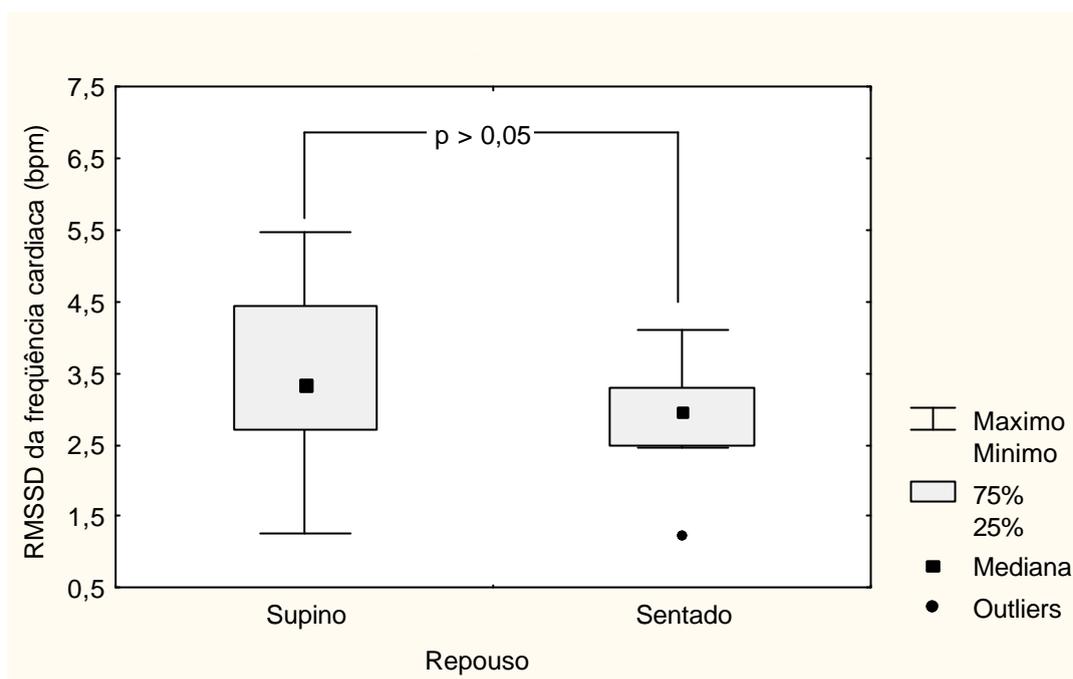


FIGURA 14 – Índices RMSSD da frequência cardíaca (bpm) obtidos nas condições de repouso durante 15 min na posição supina e sentada dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$

4.4 Análise visual gráfica da frequência cardíaca e do sinal da EMGs durante o TEFDC-R (protocolo II)

A figura 15 apresenta em **A** a resposta do sinal eletromiográfico (amplitude normalizada) de um dos voluntários estudados (FP) durante o repouso inicial (1) e na realização do TEFDC-R (2). Em **B** encontra-se a resposta da frequência cardíaca (bpm) registrada batimento a batimento, em tempo real, durante a condição de repouso pré-exercício (fase 1) e na realização do TEFDC-R dos voluntários estudados. Em destaque, encontra-se a frequência cardíaca média calculada a partir das respostas individuais. Nota-se uma elevação rápida da frequência cardíaca no início do exercício (fase 2) e a partir dos 61 s tendendo a uma diminuição até 81 s (fase 3) para em seguida apresentar um aumento discreto até 107 s

(fase 4). Após essa fase, a frequência cardíaca apresenta diminuição dos valores com uma maior variabilidade (fase 5). Com o incremento da potência, verifica-se uma segunda fase de elevação que ocorre entre 259 e 430 s (fase 6) mas ainda com pouca diferença na variabilidade. A partir desse intervalo ocorre uma maior elevação da frequência cardíaca associada a uma diminuição de sua variabilidade até o término do exercício em 600 s (fase 7).

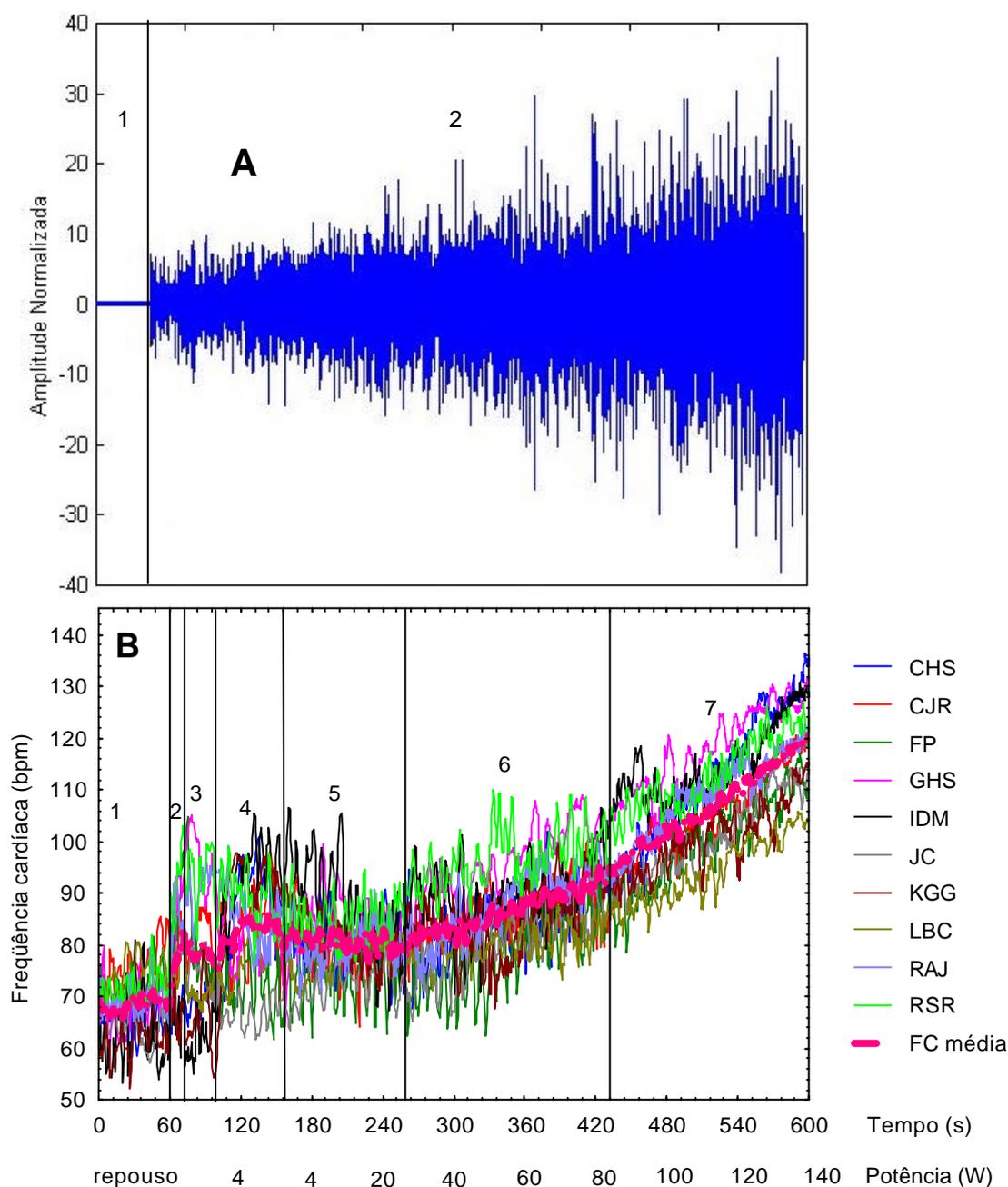


FIGURA 15 – **A:** Sinal eletromiográfico (amplitude normalizada) do voluntário FP durante o repouso inicial (1) e na condição de exercício (2). **B:** Frequência cardíaca (bpm) registrada batimento a batimento, em tempo real, dos voluntários estudados ($n=10$), obtidas durante os 60 s de repouso (1) pré-exercício. De 2 a 7 representa as fases do comportamento da frequência cardíaca no período de exercício do TEFDC-R. Em destaque a representação da frequência cardíaca média entre o repouso e a potência de 140 Watts (W).

4.5 Análise da frequência cardíaca, da variabilidade da frequência cardíaca e do sinal de EMGs no domínio do tempo e correlações entre as variáveis estudadas e os intervalos de potências durante o TEFDC-R.

A figura 16 apresenta os valores de frequência cardíaca média (bpm) no TEFDC-R. Verifica-se que, com o incremento das potências, ocorre uma elevação da frequência cardíaca apresentando diferença estatística significativa ($p < 0,05$), entre a potência inicial de 4W e os intervalos de potências de 55 e 60 W, 75 e 80 W, 95 e 100 W, 115 e 120 W, 135 e 140 W.

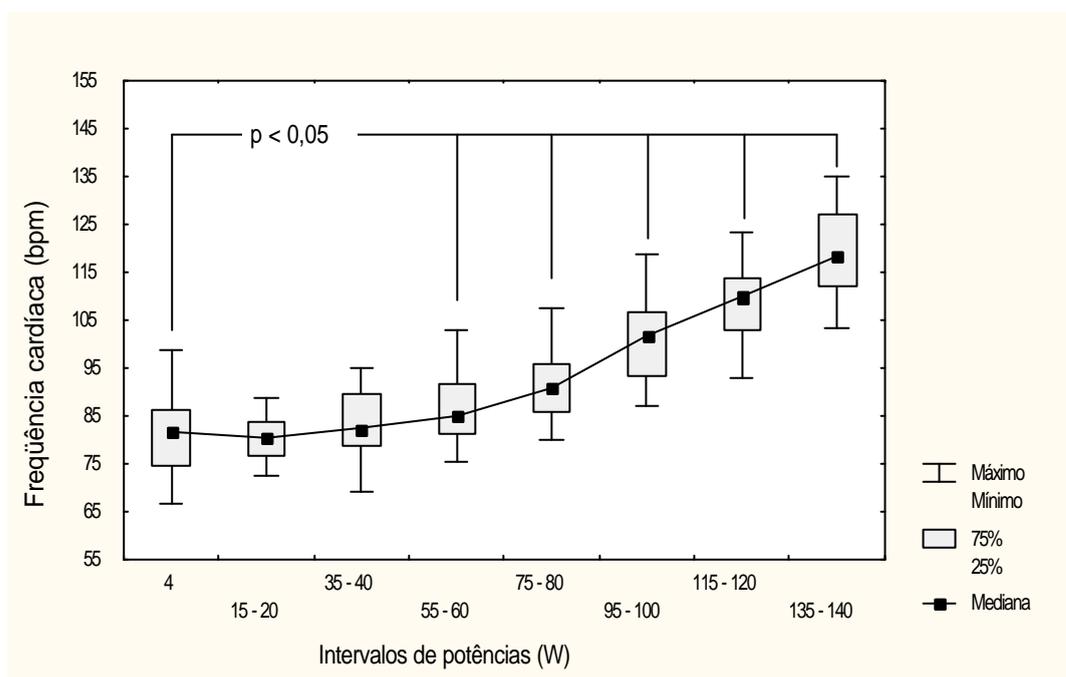


FIGURA 16 – Frequências cardíacas (bpm) obtidas durante a realização do TEFDC-R na potência de 4 W e nos intervalos de potências entre 15 e 20 W, 35 e 40 W, 55 e 60 W, 75 e 80 W, 95 e 100 W, 115 e 120 W, 135 e 140 W dos voluntários estudados ($n=10$). Nível de significância $\alpha=0,05$

A figura 17 apresenta os valores do índice de variabilidade da frequência cardíaca, RMSSD dos iR-R (ms), na potência de 4 W e os valores obtidos nos intervalos entre 15 e 20 W, 35 e 40 W, 55 e 60 W, 75 e 80 W, 95 e 100 W, 115 e 120 W, 135 e 140 W dos voluntários estudados (n=10). Verifica-se que, com o incremento das potências, ocorre um decréscimo dos índices de RMSSD, apresentando diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$), entre o intervalo de potência de 4W em relação aos intervalos de 55 e 60 W, 75 e 80 W, 95 e 100 W, 115 e 120 W, 135 e 140 W.

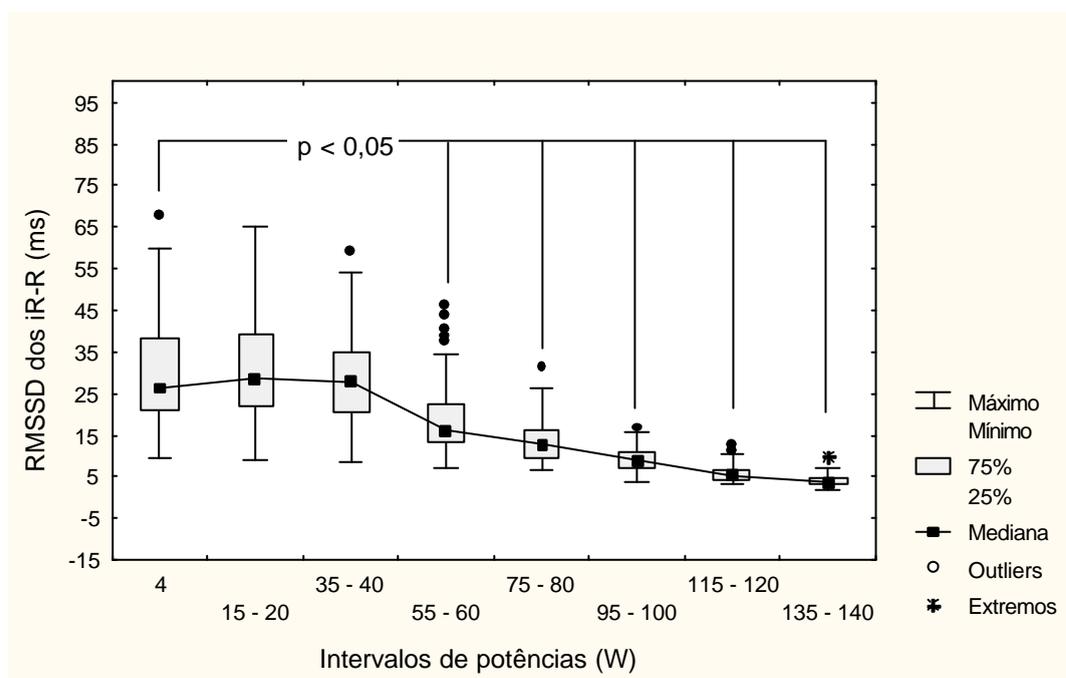


FIGURA 17 – Índices do RMSSD obtidos dos iR-R (ms) durante a realização do TEFDC-R na potência de 4 W e nos intervalos de potências entre 15 e 20 W, 35 e 40 W, 55 e 60 W, 75 e 80 W, 95 e 100 W, 115 e 120 W, 135 e 140 W dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$

Na figura 18 encontram-se os valores do índice RMS da EMGs (μV) na potência de 4 W e os valores calculados nos intervalos entre 17 e 20 W, 37 e 40 W, 57 e 60 W, 77 e 80 W, 97 e 100 W, 117 e 120 W, 137 e 140 W dos voluntários estudados ($n=10$). Verifica-se que, com o incremento das potências, ocorre um aumento do RMS apresentando diferença estatística significativa ($p < 0,05$), entre a potência inicial de 4W e os intervalos de 57 e 60 W, 77 e 80 W, 97 e 100 W, 117 e 120 W, 137 e 140 W.

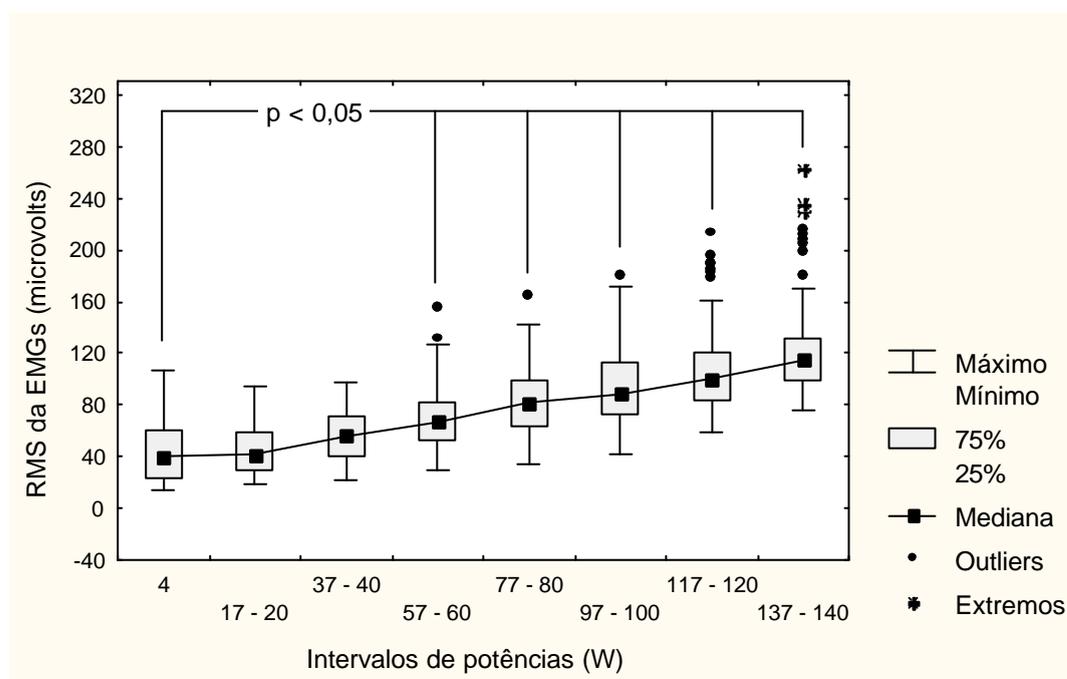


FIGURA 18 – Índices de RMS da amplitude da EMGs, em μV , durante a realização do TEFDC-R na potência de 4 W e nos intervalos de potências entre 17 e 20 W, 37 e 40 W, 57 e 60 W, 77 e 80 W, 97 e 100 W, 117 e 120 W, 137 e 140 W dos voluntários estudados ($n=10$). Nível de significância $\alpha=0,05$

4.6 Correlação entre frequência cardíaca, variabilidade da frequência cardíaca e a eletromiografia de superfície.

Para a realização das análises de correlações foram calculadas médias entre os 10 valores obtidos do índice de RMS obtendo-se 6 valores para assim serem correspondidos com a frequência cardíaca (bpm) e o RMSSD dos iR-R (ms). As médias foram realizadas entre os valores das janelas 1 e 2, 3 e 4, 5 e 6, 6 e 7, 8 e 9, 9 e 10.

A figura 19 representa que a correlação negativa entre os índices de RMS e de RMSSD foi $r_s = -0,64$ e estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

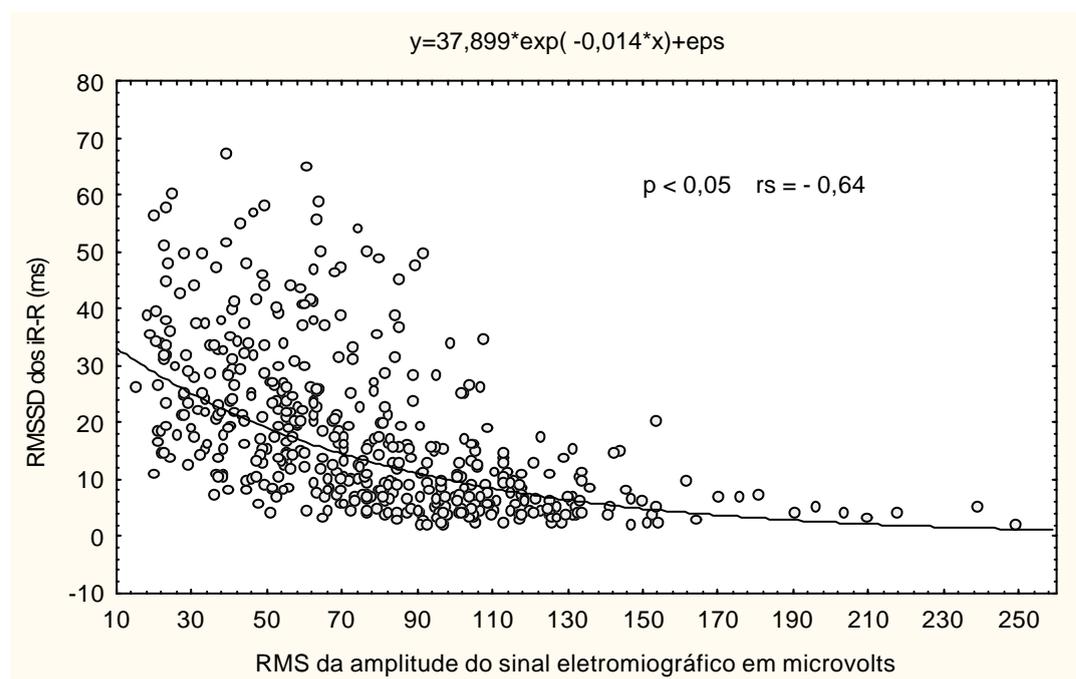


FIGURA 19 – Correlação entre os índices de RMSSD dos iR-R (ms) e do RMS dos sinais eletromiográficos, em μV , do músculo vasto lateral, durante o TEFDC-R dos voluntários estudados ($n=10$). Nível de significância $\alpha=0,05$.

Na figura 20 encontra-se representada a correlação positiva entre o índice de RMS e os valores de frequência cardíaca (bpm) apresentando $r_s=0,61$ e estatisticamente significativa ($p<0,05$).

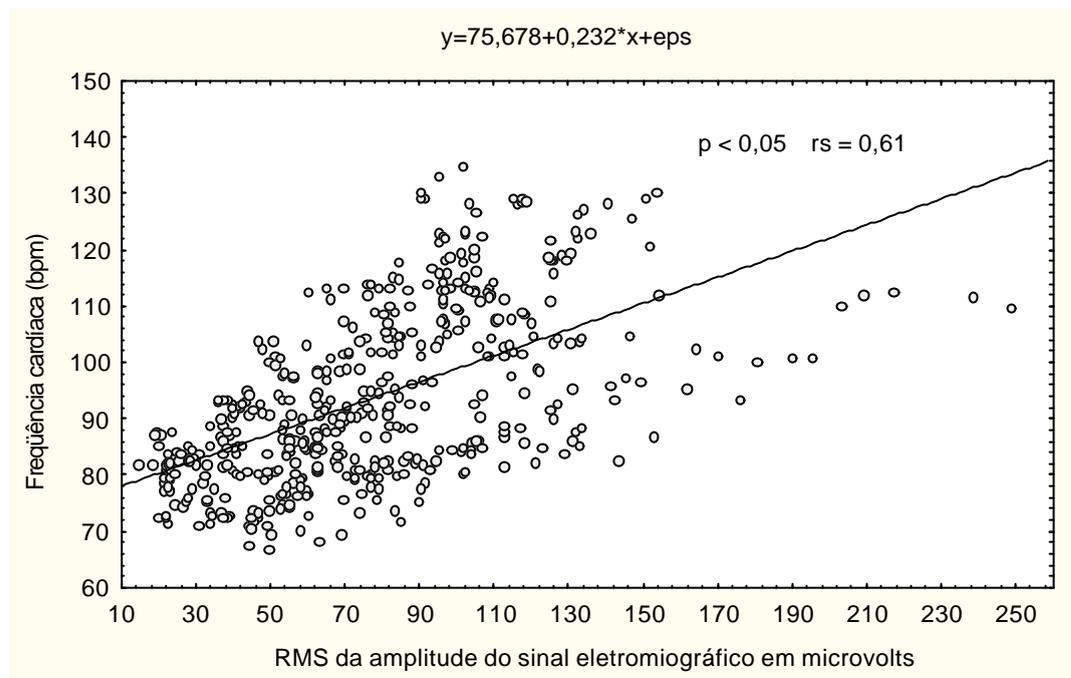


FIGURA 20 – Correlação entre a frequência cardíaca (bpm) e o índice de RMS dos sinais eletromiográficos, em μV , do músculo vasto lateral, durante o TEFDC-R dos voluntários estudados ($n=10$). Nível de significância $\alpha=0,05$.

A figura 21 representa a correlação negativa, com $r_s= - 0,76$ e estatisticamente significativa ($p<0,05$), entre o índice de RMSSD dos iR-R (ms) e a frequência cardíaca (bpm).

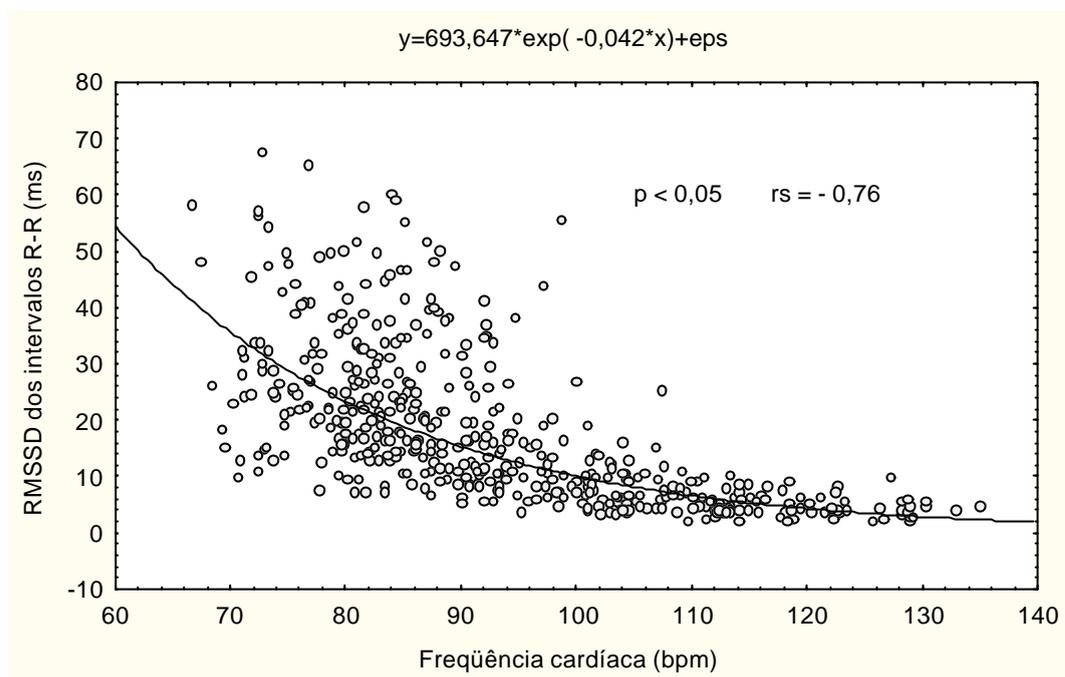


FIGURA 21 – Correlação entre a frequência cardíaca (bpm) e o índice RMSSD dos iR-R (ms) durante o TEFDC-R dos voluntários estudados (n=10). Nível de significância $\alpha=0,05$.

4.7 Análise dos dados de RMSSD e RMS normalizados

A figura 22 apresenta os dados dos índices de RMSSD dos iR-R (ms) e do RMS da amplitude dos sinais de EMGs (μV) em valores normalizados pela proporcionalidade em relação ao maior valor mediano do conjunto de dados. Verifica-se ainda pelo ajuste do método dos mínimos quadrados ao conjunto de dados que ocorre uma diminuição mais acentuada da VFC associada ao aumento da atividade muscular a partir do intervalo de potência entre 55 e 60 W.

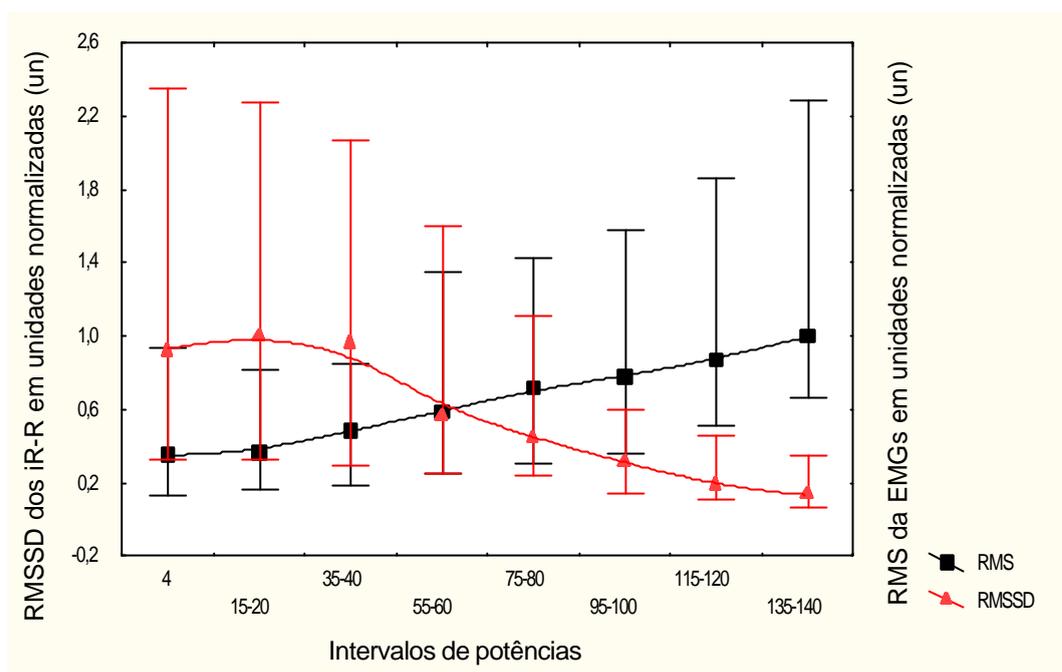


FIGURA 22 – Ajuste do método dos mínimos quadrados ao conjunto de dados proporcionalizados em relação aos valores máximos medianos da série de RMSSD dos iR-R (ms) e dos RMS dos sinais de EMGs (μV) obtidos nos intervalos de potências de 4W, 15 a 20W, 35 a 40 W, 55 a 60W, 75 a 80 W, 95 a 100W, 115 a 120W e de 135 a 140 W do TEFDC-R, dos voluntários estudados ($n=10$).

5 DISCUSSÃO

As respostas fisiológicas dos sistemas orgânicos, tanto em repouso como durante o exercício físico, são fortemente influenciadas por vários fatores, tais como: idade, sexo, nível de aptidão física, estado de saúde, hábitos relativos ao consumo de bebida alcoólica, fumo, condições ambientais (temperatura, umidade relativa do ar, pressão barométrica e altitude), influência da respiração, ciclo circadiano, posição corporal, características antropométricas, tipo e duração do exercício realizado, entre outros (BEVERGARD *et al.*, 1967; MOOLGAARD *et al.*, 1991; GALLO JR *et al.*, 1995; SILVA, 1998; TULPPO *et al.*, 1998; SILVA *et al.*, 2000; SILVA *et al.*, 2001). Assim, a presente investigação foi conduzida com critérios padronizados para minimizar as influências dos fatores citados.

Tanto a frequência cardíaca como a pressão arterial controle e o ECG obtidos em repouso (tabela 4) e durante o TEFDC-D, apresentam-se dentro dos valores previstos tanto para a idade como para a classificação do nível de aptidão cardiorrespiratória.

5.1 Comportamento da frequência cardíaca e de sua variabilidade nas condições de repouso

Os valores médios dos iR-R (ms) apresentados no presente estudo (supino: $961,46 \pm 79,96$; sentado: $876,98 \pm 107,20$), encontram-se próximos a faixa de normalidade para homens adultos jovens ativos apresentados por GOLDSMITH *et al.* (1992). Os autores relatam que para sedentários o valor é de 678 ms e para atletas de 1017 ms. Em relação ao índice RMSSD dos iR-R (ms), MIGLIARO *et al.* (2001) estudando jovens ativos com idade compreendida entre 15 e 20 anos, relatam que o índice foi de $49,0 \pm 29$ ms. Este valor é próximo ao mediano encontrado em nossa investigação que foi de 56,48 ms. Por outro lado, os nossos valores são superiores aos encontrados por PITZALIS *et al.* (1996) que estudaram homens e mulheres jovens saudáveis, com idade média de 28 ± 2 anos, e observaram que os valores de RMSSD dos iR-R (ms), avaliados na posição supina em 3 dias diferentes com intervalo de 15 dias entre a primeira e a segunda coleta e de 210 dias entre a primeira e a terceira, foram respectivamente $33,9 \pm 9,3$; $34,4 \pm 10,1$ e $34,4 \pm 7,2$. Os autores analisaram os dados dos 2 grupos em conjunto e não relatam se os voluntários eram sedentários ou ativos, dificultando assim, a comparação com os nossos resultados.

Com relação à frequência cardíaca (bpm), esta apresenta uma faixa de normalidade em repouso compreendida entre 60 e 80 bpm (FOSS *et al.*, 2000). Os valores encontrados no presente estudo situam-se dentro desta faixa com média de $63,33 \pm 5,72$ bpm e é próximo ao valor apresentado por MIGLIARO *et al.* (2001) que foi, em média, de $65,1 \pm 13,2$ bpm.

A frequência cardíaca média (bpm), encontrada no presente estudo, na condição de repouso supino apresentou valores inferiores quando comparada à sentada, já o índice RMSSD dos iR-R (ms) no repouso apresentou maiores valores em supino apontando uma VFC aumentada nesta condição. Ambos com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tem sido referido que na condição de repouso tanto o vago quanto o simpático encontram-se tonicamente ativos com uma predominância vagal (MALIANI *et al.*, 1991; GREORIE *et al.*, 1996; CHACON-MIKAHIL *et al.*, 1998; MARÃES, 1999). Essa predominância pode ser observada a partir da diminuição dos valores de frequência cardíaca associada ao aumento da VFC e, segundo STEIN *et al.* (1999), índices no domínio do tempo utilizados para avaliar a VFC, dentre eles o RMSSD dos iR-R (ms), refletem a modulação vagal sobre o nó sinusal.

Os dados de frequência cardíaca média, apresentados, concordam com outros encontrados na literatura que investigaram voluntários jovens saudáveis (MARÃES, 1999; SILVA *et al.*, 2001). Os dados referentes ao índice RMSSD dos iR-R (ms) são concordantes a SILVA *et al.*, (2001) e não estão de acordo com os dados de MARÃES (1999) que não apresentaram diferença significativa entre as posições estudadas, sugerindo que a mudança de postura não influenciou na modulação vago-simpática. Já nossos resultados, sugerem que a modulação autonômica sobre o coração sofre influência da atuação da gravidade sobre as diferentes posições.

A mudança postural altera a dinâmica cardiovascular e desencadeia mecanismos reflexos cardiovasculares que podem ser utilizados para estudos das respostas autonômicas cardiovasculares (ROBINSON, 1966).

Quando o indivíduo passa da posição supina para a posição ereta ou sentada, ocorre uma redistribuição do fluxo sanguíneo e parte deste vai para os membros inferiores onde ocorre uma dilatação progressiva das veias localizadas nos membros inferiores o que reduz o débito cardíaco. BEVERGARD *et al.* (1967), descrevem que na posição supina em repouso, o volume de ejeção é quase máximo, em contraste, a força da gravidade na posição ereta age contrariando o fluxo de retorno do sangue para o coração (retorno venoso), resultando em menor volume de ejeção e conseqüentemente uma redução momentânea do débito cardíaco e, para que ocorra o ajuste adequado no débito cardíaco a frequência cardíaca aumenta.

5.2 Comportamento da frequência cardíaca e de sua variabilidade e da atividade muscular na condição de exercício durante o TEFDC-R.

Na literatura não foram encontrados em um mesmo experimento estudos envolvendo concomitantemente as 3 variáveis estudadas por nós, mas sim, as mesmas avaliadas em diferentes estudos.

Nossos resultados referentes a frequência cardíaca no início e com o decorrer do exercício físico progressivo do tipo rampa, são concordantes com os resultados apresentados em outros estudos tanto com os realizados em esteira (CONCONI *et al.*, 1982; ZACHAROGIANNIS *et al.*, 1993) como em bicicleta (ALONSO *et al.*, 1998; CATAI, 1999; HOFMAN *et al.*, 2001;

LUCÍA *et al.*, 2002). No início do exercício ocorre um acentuado aumento da frequência cardíaca que é atribuído à diminuição da estimulação vagal sobre o nó sinusal (GALLO JR *et al.*, 1995; PIERPONT *et al.*, 2000; FOSS *et al.*, 2000). Após esse período, verifica-se um decréscimo da frequência cardíaca (figura 15 B) que pode estar associado com a retomada vagal. O período que se segue é notada uma elevação mais lenta da frequência cardíaca com o decorrer do exercício. Tal comportamento tem sido denominado componente lento da frequência cardíaca e, vem sendo atribuído a uma menor atuação vagal associada a uma predominância do sistema simpático sobre a modulação do coração (GALLO JR. *et al.*, 1987; CATAI, 1999; MARÃES, 1999).

No que se refere à resposta da VFC durante o TEFDC-R, nossos resultados, apresentam uma diminuição da VFC da transição do repouso para o exercício físico dinâmico e torna-se mais acentuada com o incremento de potência. Resultados estes similares aos de SILVA *et al.* (2001) que observaram que a diferença significativa ocorre entre as potências de 4 e 80 W. Já neste estudo a diferença foi entre as potências de 4 W e os intervalos entre 55 e 60 W. ALONSO *et al.* (1998), estudando homens jovens e saudáveis em exercício físico dinâmico em cicloergômetro com protocolo progressivo em degrau, também referem resultados semelhantes quanto ao comportamento da VFC e fazem menção que a diminuição mais acentuada da mesma teve coincidência com o limiar de anaerobiose. OSTERHUES *et al.* (1997), sugerem que tal diminuição se

deve ao predomínio da atividade simpática sobre o nódulo sinusal e, conseqüentemente sobre a modulação da VFC.

Quanto a atividade muscular, avaliada a partir do índice RMS da amplitude do sinal de EMGs em μV , nossos dados concordam com outros estudos que utilizaram exercício físico dinâmico progressivo em cicloergômetro (PETROFSKY, 1979; NAGATA *et al.*, 1981; MIYASHITA *et al.*, 1981; SHINOHARA *et al.*, 1997; JAMMES *et al.*, 1997 e 1998) bem como, com os que utilizaram protocolo de exercício descontínuo (VITASSALO *et al.*, 1985). Estes autores referem haver um aumento linear da amplitude do sinal eletromiográfico e uma perda nesta linearidade (aumento abrupto) a partir de um certo nível de trabalho imposto. JAMMES *et al.* (1997), estudando homens jovens, descrevem que o RMS apresentou a perda da linearidade com correlação significativa ($r_s = 0,81$, $p < 0,05$) com a ocorrência do limiar de anaerobiose, obtido a partir do método ventilatório. NAGATA *et al.* (1981) também encontraram uma não linearidade na curva EMGs integrada / trabalho realizado, dados esses concordantes com os de MORITANI *et al.* (1980). Estes autores reportam que este achado também foi coincidente com o limiar de anaerobiose. Já, SEBURN *et al.* (1992), avaliaram a EMGs e o lactato plasmático de 6 ciclistas treinados durante exercício progressivo em cicloergômetro, e relatam não ter ocorrido perda da linearidade do sinal e, conseqüentemente, sugerem que a EMGs não é um método capaz para determinar o limiar de anaerobiose. GLASS *et al.* (1997), estudando ciclistas não encontraram correlação entre o limiar anaeróbio ventilatório e os limiares obtidos pela EMGs e pela concentração de lactato.

Já, alguns autores associam a perda de linearidade do sinal eletromiográfico com o recrutamento de diferentes tipos de fibras musculares. PETROFSKY (1979), analisando a EMGs do músculo vasto lateral, relata que a referida perda de linearidade deve-se provavelmente a uma associação entre o aumento do recrutamento e a frequência de disparo das UMs das fibras musculares do tipo II. Tal combinação, segundo o autor, pode estar associada a um esgotamento progressivo das fibras musculares de contração lenta (tipo I) em altas cargas de trabalho, com isso, é necessário que esses aumentos ocorram para que auxiliem na manutenção do trabalho exigido. GAMET *et al.* (1993), descrevem que as UMs responsáveis pelo recrutamento das fibras musculares do tipo I são ativadas primeiro porém, as fibras musculares do tipo II são ativadas gradualmente com o incremento dos níveis de força.

MYIASHITA *et al.* (1981) estudaram mulheres jovens e saudáveis durante exercício físico com incremento de potência do tipo degrau em cicloergômetro e referem que a EMGs é um método que reflete a atividade das fibras musculares e, é esperado que o sinal apresente uma alteração quantitativa quando o limiar de anaerobiose é alcançado pois, a partir desse momento ocorre um maior recrutamento das fibras musculares do tipo II que se utilizam de fonte energética anaeróbia.

Apesar destas informações, nossos dados não são suficientes para suportar a idéia de que o incremento brusco da amplitude do sinal eletromiográfico pode representar a ocorrência do limiar de anaerobiose pelo motivo de que a metodologia empregada no presente estudo não tinha como

intuito determinar o limiar de anaerbiose já que não foram realizadas coletas de variáveis que identificassem o mesmo, por exemplo, a dosagem de lactato sangüíneo e/ou a análise de variáveis metabólicas ventilatórias.

Com o intuito de ajustar as demandas metabólicas durante a contração muscular impostas pelo exercício físico, algumas variáveis hemodinâmicas apresentam elevação dentre elas a frequência cardíaca (ZACHAROGIANNIS *et al.*, 1993; CONCONI *et al.*, 1982; ALONSO *et al.*, 1998). Alguns autores (FRANKLIN *et al.*, 1980; ALONSO *et al.*, 1998; MCARDLE *et al.*, 1998; LUCÍA *et al.*, 2000) referem que a frequência cardíaca realmente apresenta uma relação proporcional ao VO_2 durante a realização de exercício dinâmico progressivo. Os músculos ativos necessitam de suprimento adequado de O_2 para realizar a quebra de ATP e produzir energia necessária para a realização da contração muscular. Além do que, no exercício físico dinâmico ocorre um aumento progressivo do recrutamento de fibras musculares em atividade e este é proporcional ao nível de trabalho imposto (PETROFSKY, 1979; NAGATA *et al.*, 1981; SHINOHARA *et al.*, 1997; JAMMES *et al.*, 1997; JAMMES *et al.*, 1998).

Assim, analisando-se de forma conjunta as variáveis estudadas desde o início da contração muscular, observada pelo estudo da atividade do músculo vasto lateral, ocorre uma concomitante elevação rápida da frequência cardíaca com diminuição de sua variabilidade e com o decorrer do TEFDC-R estas variáveis apresentaram mudanças em suas respostas em intervalos próximos de potências, sendo entre 55 e 60 W para a frequência cardíaca (bpm) e o RMSSD e entre 57 e 60 para o RMS,

demonstrando assim uma interação em suas respostas frente ao exercício físico. Esta interação entre as respostas musculares e cardiovasculares deve-se ao fato de o comando central enviar sinais de comando motor, originados em neurônios subtalâmicos, envolvidos com a contração muscular no início do exercício. Estes sinais ativam em paralelo ambos os sistemas, cardiovascular e muscular, de forma proporcional ao nível de trabalho imposto (MITCHELL *et al.*, 1983; ROWELL, 1992; FOSS *et al.*, 2000).

Já, no que se refere às mudanças nas respostas hemodinâmicas em um determinado nível de esforço, ROWELL *et al.* (1990) e ROWELL (1990) relatam que em baixas intensidades de exercício os quimiorreceptores musculares parecem não estarem tonicamente ativos bem como não há evidência que demonstre o aumento da atividade simpática existindo um equilíbrio entre oferta e demanda metabólica. Mas os mesmos quimiorreceptores podem explicar parte do aumento da atuação simpática durante o exercício quando tal equilíbrio é alterado como, por exemplo, em níveis moderados e altos de potências onde ocorre acúmulo de lactato a nível muscular e acidez metabólica (WASSERMAN *et al.*, 1999).

Tal processo está associado à ação das fibras aferentes dos grupos III e IV cuja principal função é o envio de informações concernentes às alterações mecânicas (mecanorreceptores) e metabólicas (metabolorreceptores) ocorridas, a nível muscular, para o sistema nervoso central para que este organize os ajustes necessários. Estes estímulos informam, em paralelo, a área de controle cardiovascular, localizada no

bulbo, e esta por meio do sistema nervoso autônomo e seus eferentes simpático e parassimpático vão modular o coração ajustando a frequência cardíaca de acordo com a demanda metabólica imposta aumentando o número de batimentos cardíacos quando necessário (MITCHELL *et al.*, 1983; ROWELL *et al.*, 1990; HANON *et al.*, 1998). Este aumento na demanda pode estar relacionado a ordem do recrutamento das UMs e a frequência de disparo das fibras musculares, ou seja, se fibras musculares do tipo I ou II estão mais ativadas. Alguns autores (PETROFSKY, 1979; MYIASHITA *et al.*, 1981; GAMET *et al.*, 1993) sugerem que com o incremento de potência durante o exercício físico dinâmico ocorre um aumento do recrutamento das fibras musculares do tipo II com o objetivo de manter o nível de trabalho exigido. Com isso, ocorre um aumento da demanda metabólica, relacionado ao recrutamento adicional de fibras musculares, e um incremento gradativo da frequência cardíaca, com conseqüente diminuição de sua variabilidade atribuída à diminuição da atividade parassimpática e da predominância da ativação do simpático sobre a modulação do coração (GALLO JR *et al.*, 1995; MARÃES, 1999).

6 CONCLUSÕES

A partir da análise do conjunto de dados obtidos no presente estudo, nas condições experimentais empregadas, os nossos resultados sugerem que:

6.1 Condição de repouso

Nossos dados sugerem que houve uma alteração no balanço vago-simpático com predominância vagal na posição supina quando comparada com a sentada.

6.2 Condição de exercício

A partir da inspeção visual gráfica detectou-se um aumento inicial rápido da frequência cardíaca no início do exercício que pode ser atribuído a retirada da atuação do componente parassimpático sobre a modulação autonômica do coração.

O aumento da frequência cardíaca com concomitante redução da VFC, associado ao incremento de potência, é atribuído a menor participação da atuação vagal e um predomínio da atividade simpática sobre o nó sinusal.

O aumento gradativo e significativo da amplitude do sinal da EMGs está relacionado ao maior recrutamento de fibras musculares que pode ser atribuído ao início da fadiga muscular.

De uma forma geral nossos resultados mostram a associação entre o incremento de potências durante o exercício físico com o aumento do recrutamento de fibras musculares com concomitante aumento da frequência cardíaca e diminuição da VFC. Essa associação é atribuída tanto ao comando de controle central como dos mecanismos reflexos periféricos, ativados a partir das aferências das fibras musculares do grupo III (ergoceptores) e do grupo IV (metaboloreceptores). Sugerindo o trânsito de informações advindos do córtex motor ativando as fibras musculares e paralelamente à área cardiovascular, modulando o sistema nervoso autonômico do coração.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referências elaboradas conforme NBR 6023 de agosto de 2000, Associação Brasileira de Normas e Técnicas.

AKSELROD, S.,; GORDON, D.; UBEL, F.A.; SHANNON, D.C.; BARGER, A. C.; CONEN, R.J. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science* 213(10): 220-22, 1981.

ALONSO, D. O.; FORJAZ, C. L. M.; REZENDE, L. O.; BRAGA, A. M. F. W.; BARRETO, A. C. P.; NEGRÃO, C. E.; RONDON, M. U. P. B. Comportamento da frequência cardíaca e de sua variabilidade durante diferentes fases do exercício físico progressivo máximo. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 17, n. 6, p. 787-792, 1998.

ANTILA, K. Quantitative characterization of heart rate during exercise. *Scandinavian Jour. of Cl. And Lab. Invest. Supplementum*, 13-58, Turku, Finland, 1979.

ARNAUD, S.; ZATTARA-HARTMANN, M. C.; TOMEI, C.; JAMMES, Y. Correlation between muscle metabolism and changes in m-wave and surface electromyogram: dynamic constant load leg exercise in untrained subjects. *Muscle & Nerve*. 20: 1197-1199.

BEVEGARD, G.E.P., SHEPHERD, J.T. Regulation of the circulation during exercise in man. *Physiology Review*. v.47, p.178-208, 1967.

BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C.,J., *Muscles alive, their functions revealed by electromyography*, 5ª edição, 1985.

BROOKS, G.A., Current concepts in lactate exchange. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 23: 895-906, 1991.

BURDEN, A. & BARTLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: na evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*, 21, p.247-257, 1999.

CATAI, A.M. *Estudo da capacidade aeróbia e da variabilidade da frequência cardíaca em homens jovens e de meia-idade submetidos à treinamento físico aeróbio*. 1999. 301 f. Tese (Doutorado em Biologia)-Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas. Campinas, SP.

CATAI, A.M.; CHACON-MIKAHIL, M. P. T.; MARTINELLI, F. S.; FORTI, V. A. M.; SILVA, E.; GOLFETTI, R.; MARTINS, L. E. B.; SZRAJER, J. S.; WANDERLEY, J. S.; LIMA-FILHO, E. C.; MILAN, L. A.; MARIN-NETO, J. A.; MACIEL, B. C.; GALLO-JÚNIOR, L. Effects of aerobic exercise training on heart rate variability during wakefulness and sleep and cardiorespiratory responses of young and middle-aged healthy men. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 35, 741-752, 2002.

CHACON-MIKAHIL, M.P.T.; FORTI, V.A.M.; CATAI, A.M.; SZRAJER, J.S.; GOLFETTI, R.; MARTINS, L.E.B.; LIMA-FILHO, E.C.; WANDERLEY, J.S.; MARIN NETO, J. A.; MACIEL, B.C.; GALLO-JÚNIOR, L. 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. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 31, 705-712, 1998.

CONCONI, F.; FERRARI, M.; ZIGLIO, P.G.; DROGHETTI, P. and CODECA, L. Determination of the Anaerobic Threshold by Noninvasive Field Test in Runners. *J. Appl. Physiol. Envir. Exerc. Physiol.*, 52(4), p. 869-873, 1982.

DE LUCA, C.J.; LeFEVER, R.S.; McGUE, M.P.; XENAKIS, A.P. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J. Physiol.*, 329, p. 129-142, 1982.

DE LUCA, C.J. & ERIM, Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends Neurosci*, 17, p. 299-305, 1994.

FOSS, M. L.; KETEYIAN, S. J. Controle cardiorrespiratório. In: *Fox: bases fisiológicas do exercício e do esporte*. Tradução: Giusepe Taranto. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 6ª edição, p. 226-241.

FRANKLIN, B.; HODGSON, J.; BUSKIER, E. R. Relationship between percent maximal O₂ uptake and percent maximal heart rate in women. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, v. 51, n. 4, p.616-624.

FREITAS, A. F. Sistema nervoso autônomo e aparelho cardiovascular: um paradigma de auto-organização, complexidade e caos. *Rev. Port. Cardiol.*, 19(2), p. 161-191, 2000.

GALLO JR., L.; MACIEL, B. C.; MARIN NETO, J. A.; MARTINS, L. E. B.; LIMA FILHO, E. C.; GOLFETTI, R.; CHACON, M. P. T.; FORTI, V. A. M.

Control of heart rate during exercise in health and disease. *Braz. J. Med. Biol. Res.*, 28, p. 11-12, 1995.

GALLO JR., L.; MORELO FILHO, J.; MACIEL, B. C.; MARIN NETO, J. A.; MARTINS, L. E. B.; LIMA FILHO, E. C. Functional Evaluation of Sympathetic and Parasympathetic System in Chagas' Disease Using Dynamic Exercise. *Cardiovascular Research*, p. 922-927, 1987.

GAMET, D.; DUCHENE, J.; GARAPON-BAR; GOUBEL, F. Surface electromyogram power spectrum in human quadriceps muscle during incremental exercise. *Journal Applied Physiology*, 74 (6), p. 2704-2710, 1993.

GLASS, C.; KNOLWLTON, R. G.; SANJABI, P. B.; SULLIVAN, J. J. The effect of exercise induced glycogen depletion on the lactate, ventilatory and electromyographic thresholds. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 37: 32-40, 1997.

GOUVÊA, E. C. CATAI, A. M., SILVA, E., OLIVEIRA, L. MILAN, L. A., GALLO Jr. Implementação e incorporação dos módulos de análise de dados e emissão de relatórios ao sistema computacional de eletrocardiografia de esforço. *Anais do V Congresso de Iniciação Científica da UFSCar (CIC-UFSCar)*, 1998, São Carlos. *Anais eletrônicos*. São Carlos: UFSCar, 1998.

GOLDSMITH, R. L.; BIGGER, J. T. JR; STEINMAN, R. C.; FLEISS, J. L. Comparison of 24-hour parasympathetic activity in endurance-trained and untrained young men. *Journal American College Cardiology*, 20 (3): 552-8, 1992.

GREGOIRE, J.; TUCK, S.; YAMAMOTO, Y.; HUGHSON, R.L. Heart rate variability at rest and exercise: influence of age, gender, and physical training. *Can. J. Apl. Physiol.*, 21-6:455-470, 1996.

HANON, C.; THÉPAUT-MATHIEU, C.; HAUSSWIRTH, C.; LE CHEVALIER, J. M. Electromyogram as an indicator of neuromuscular fatigue during incremental exercise. *European Journal Applied Physiology*, 78, p.315-323, 1998.

HOFMANN, P.; VON DUVILLARD, S.P.; SEIBERT, F.J.; POKAN, R.; WONISH, M.; LEMURA, L. M.; SCHWABERGER. % HR max target rate is dependent on heart rate performance curve deflection. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (10): 1726-1731, 2001.

JAMMES, Y., CAQUELARD, F., BADIÉ, M. Correlation between surface electromyogram, oxygen uptake and blood lactate concentration during dynamic leg exercises. *Respiration Physiology*, 112, p. 167-174, 1998.

JAMMES, Y., ZATTARA-HARTMANN, M. C., CAQUELARD, F., ARNAUD, S., TOMEI, C. Electromyographic changes in vastus lateralis during dynamic exercise. *Muscle & Nerve*, 20, p. 247-249, 1997.

KALIA, M., MEI, S.S., KAO, F.F. Central projections from ergoreceptors (C fibers) in muscle involved in cardiopulmonary responses to static exercise. *Circ. Res.*, 48(6):I48-I62 (Suppl. I), 1981.

LINDQUIST, A. Noninvasive methods to study autonomic nervous control of circulation. *Acta Phys. Scand.*, 138: 21-22, 1990.

LONGO, A.; FERREIRA, D.; CORREIA, M.J. Variabilidade da frequência cardíaca. *Rev. Port. Cardiol.*, 14(3), p. 241-262, 1995.

LUCÍA, A.; HOYOS, J.; PÉREZ, M.; CHICARRO, J. L. Heart rate and performance parameters in elite cyclists: a longitudinal study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. p. 1777-1782, 2000.

LUCÍA, A.; HOYOS, J.; SANTALLA, A.; PÉREZ, M.; CARVAJAL, A.; CHICARRO, J. L. Lactic acidosis, potassium, and the heart rate deflection point in professional road cyclists. *Br. J. Sports Medicine*, 36, p. 113-117, 2002.

MACIEL, B.C.; GALLO Jr., L.; MARIN-NETO, J.A.; LIMA FILHO, E.C. and MARTINS, L.E.B. Autonomic Nervous Control of the Heart Rate During Dynamic Exercise in Normal Man. *Clinical Science*, v. 71, 457-460, 1986.

MAHLER, D. A.; FROELICHER, V. F.; MILLER, N. H.; YORK, T. D. Cálculos metabólicos: apêndice D. *In: Manual do ACMS para teste de esforço e prescrição de exercício*. Tradução: Paulo Chermont P. Estima. Rio de Janeiro: Revinter, 2000. 5ª edição. p. 237-250.

MALLIANI, A.; LOMBARDI, F.; PAGANI, M.; CERUTTI, S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation*, v. 84 (2) p. 482-492, 1991.

MARÃES, V.R.F.S. *Estudo da variabilidade da frequência cardíaca durante o exercício físico dinâmico em voluntários saudáveis*. 1999. Dissertação (Mestrado)-Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

MARTINELLI, F.S. *Respostas da frequência cardíaca e da pressão arterial sistêmica às manobras posturais passiva e de valsalva, em indivíduos sedentários e atletas corredores de longa distância*. 1996. Dissertação (Mestrado)-Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

MANTEIKA, J. H.; DUFFIN, JAMES. The ventilation, lactate and electromyographic thresholds during incremental exercise tests in normoxia, hypoxia and hyperoxia. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 69, p. 110-118, 1994.

MATSUMOTO, T., ITO, K., MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, v. 63, 1, p. 1-5, 1991.

McARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. Diferenças individuais e mensurações das capacidades energéticas. In: *Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano*. Tradução: Giuseppe Taranto. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 4ª edição. p. 181-205; 148-159.

MIGLIARO, E. R.; CONTRERAS, P.; BECH, S.; ETXAGIBEL, A.; CASTRO, M.; RICCA, R. VICENTE, K. Relative influence of age, resting heart rate and sedentary life style in short-term analysis of heart rate variability. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 34, p. 493-500, 2001.

MILNER-BROWN, H.S.; STEIN, R.B.; YEMM, R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contraction. *J. Physiol.*, 230, p. 371-390, 1973.

MITCHELL, J.H., KAUFMAN, M.P., IWAMOTO, G.A. The exercise pressor reflex: its cardiovascular effects, afferent mechanisms, and central pathways. *Ann. Rev. Physiology*, 45:229-242, 1983.

MIYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. *J. sports Med*, 21, p. 209-217, 1981.

MOLGAARD, H., SORENSEN, K. E. & BJERREGAARD, P. Circadian variation and influence of risk factors on heart rate variability in healthy subjects. *Am. J. Cardiol.* v. 68, p. 777-784, 1991.

MORITANI, T & DE VRIES, H. A. Anaerobic threshold determination by surface electromyography. *Med. Sci. Sport*, 12 (2), 86, 1980.

MORITANI, T. & YOSHITAKE, Y. The use of electromyography in applied physiology. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. V. 8, n. 6, p.363-381, 1998.

NAGATA, A.; MURO, M.; MORITANI, T.; YOSHIDA, T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and signals myoelectric. *Japanese Journal of Physiol*, 31, p. 585-597, 1981.

O'SULLIVAN, S.; THOMAS, J.S. *Reabilitação Física: avaliação e tratamento*. São Paulo: Manole, 1993. 2ª edição. p. 183-223.

OSTERHUES, HH.; HANZEL, S. R.; KOCHS, M.; HOMBACH, V. Influence of physical activity on 24-hour measurements of heart rate variability in patients with coronary artery disease. *Am. J. Cardiol.* v. 80, pp. 1434-1437, 1997.

OLIVEIRA, L. BARCELLOS, S.R., CIONE, M.A., FERREIRA, V.C., LIPORONE, M.A., CATAI, A.M., MARTINS, L.E.B., TREVELIN, L.C., GALLO JR., L., SILVA, E. Sistema computacional para a captação e processamento em tempo real de sinais de eletrocardiograma. *Anais da XI Reunião Anual da Federação de Sociedades de Biologia Experimental - FESBE*, Caxambu, MG, p. 317, 1996.

PETROFSKY, J. S. Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. *European Journal Applied Physiology*, 41 p. 1-15, 1979.

PIERPONT, G. L.; STOLPMAN, D. R.; GORNICK, C. C. Heart rate recovery post-exercise as an index of parasympathetic activity. *Journal of the Autonomic Nervous System*, 80, p. 169–174, 2000.

PITZALIS, M. V.; MASTROPASQUA, F.; MASSARI, F.; FORLEO, C.; DI MAGGIO, M.; PASSANTINO, A.; COLOMBO, R.; DI BIASE, M.; RIZZON, P. Short – and long – term reproducibility of time and frequency domain heart rate variability measurements in normal subjects. *Cardiovascular Research*, 32, 226-233, 1996.

POWERS, S. K., HOWLEY, E. T. *Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho*. Tradução Marcos Ikeda. São Paulo: Manole, 2000. 1ª edição. p.107-124; p.151-176.

RIBEIRO, T.F. Avaliação da modulação autonômica da atividade eferente do coração pela variabilidade da frequência cardíaca em mulheres sedentárias em repouso e em exercício físico. 106 f. 2001. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia)-Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.

RIBEIRO, T. F.; CUNHA, A.; LOURENÇO, G. C. D.; MARÃES, V. R. F. S.; CATAI, A. M.; GALLO JR, L.; SILVA, E. Estudo da variabilidade da frequência cardíaca em dois voluntários de meia idade, um coronariopata e outro saudável: relato de caso. *Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo*, v. 10, n. 1 (supl. A), 2000.

ROBINSON, B. F.; EPSTEIN, S. E.; BEISER, G. D.; BRAUNWALD, E. Control of heart rate by autonomic nervous system: studies in man on the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise. *Circulation Research*, v. XIX, p. 400-411, 1966.

ROWELL, L. B. *Human circulation: regulation during physical stress*. Oxford University Press, 1ª Edição, New York, 1986.

ROWELL, L. B.; O' LEARY, D. S. Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes. *Journal Applied Physiology*, 69 (2), p. 407-418, 1990.

ROWELL, L. B. Reflex control of the circulation during exercise. *International Journal of Sports and Medicine*, v. 13, suppl 1, p. S25-S27, 1992.

SEBURN, K. L.; SANDERSO, D. J.; BELCASTRO, A. N.; MCKENZIE, D. C. Effect of manipulation of plasma lactate on integrated EMG during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24: (8), p 911-916, 1992.

SHINOHARA, M.; KOUZAKI, M.; YOSHIHISA, T.; FUKUNAGA, T. Mechanomyography of the human quadriceps muscle during incremental cycle ergometry. *European Journal Applied Physiology*, 76, p. 314-319, 1997.

SILVA, C. S.; NOGUEIRA, E. C. V.; MARQUES, L. S.; TEIXEIRA, L. C. A.; CATAI, A. M.; OLIVEIRA, L.; GOUVÊA, E. C.; GALLO Jr, L.; SILVA, E. Influência circadiana na modulação da variabilidade da frequência cardíaca em repouso e durante esforço físico dinâmico. *Anais da XV Reunião Anual da Federação de Sociedades de Biologia Experimental – FeSBE*, p. 197, Caxambu-MG, 2000.

SILVA, C.S.; MARQUES, L. S.; MORAES, F. R.; CATAI, A. M.; OLIVEIRA, L.; SILVA, E. Investigação da variabilidade da frequência cardíaca de mulheres nos períodos manhã e noite. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.5, n. 2, p. 65-71, 2001a.

SILVA, C. S.; MORAES, F. R.; GARCIA, A. P. U.; CATAI, A. M.; SILVA, E. Resposta da variabilidade da frequência cardíaca (VFC) e da eletromiografia de superfície (EMGs) durante esforço físico dinâmico em cicloergômetro. *Anais da XVI Reunião Anual da Federação de Sociedades de Biologia Experimental – FeSBE*, p. 390, Caxambu-MG, 2001b.

SILVA, E.; CATAI, A.M.; TRELIN, L.C.; GUIMARÃES, J.O.; SILVA Jr., L.P.; SILVA, L.M.P.; OLIVEIRA, L.; MILAN, L.A.; MARTINS, L.E.B.; GALLO Jr., L. Design of a computerized system to evaluate the cardiac function during dynamic exercise. *Annals of the World Congress on Medical Phys. and Biom. Engineering*, v. 1, p. 419, RJ, 1994.

SILVA, E. *Influência do exercício isométrico nas respostas da frequência cardíaca e eletromiográficas no homem*. 1998. 139 f. Tese (Doutorado em Ciências)-Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

SKINNER e MACLELLAN (1980). The transition from aerobic to anaerobic metabolism. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. v. 51. n.1, p. 234 – 248, 1980.

SMITH, J.J.; KAMPINE, J.P. Regulation of arterial blood pressure. In: *Circulatory physiology – the essentials*. 3^o edição. Baltimore: Willians & Wilkins. Cap 10, p. 161-180, 1990.

STEIN, P. K.; KLEIGER, R. E. Insights from the study of heart rate variability. *Annual Rev. Med.*, 50, p.249-261, 1999.

TANJI, J., KATO, M. Recruitment of motor units in voluntary contraction of a finger muscle in man. *Exp. Neurol.*, 40, p. 771-783, 1973.

TASK FORCE of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*, v. 93 p. 1043-1065. 1996.

TULLPO, M. P., MÄKIKALLIO, T. M., SEPPÄNEN, T., LAUKKANEN, R. T. & HUIKURI, H. V. Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness. *Am. J. Physiol.*, v. 274 (Heart Circ. Physiol. 43), pp. H424-H429, 1998.

VITASSALO, J. T.; LUHTANEN, P.; RAHKILA, P.; RUSKO, H. Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. *Acta Physiol Scand*, 124, p.287-293, 1985.

WASSERMAN, K.; HANSEN, J.E.; SUE, D.; WHIP, B.J.; CASABURI, R. *Principles of exercise testing and interpretation*. Editora LEA & FEBIGER, 3^a edição, 1999.

ZACHAROGIANNIS, E.; FARRALY, M. Ventilatory threshold, heart rate deflection point and middle distance running performance. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. V. 33, n.4, p.337-347, 1993

8 APÊNDICES

8.1 Apêndice 1

Parecer de aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar).

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
PRÓ - REITORIA DE PÓS - GRADUAÇÃO E PESQUISA
COORDENAÇÃO DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UFSCar, registrado no CONEP/Conselho Nacional de Saúde, pelo ato de 18 de março de 1997, DELIBEROU aprovação sem restrições o projeto com protocolo nº 086 e título: "DETERMINAÇÃO DO LIMAR DE ANAEROBIOSE A PARTIR DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA, DA ELETROMIOGRAFIA E DE VARIÁVEIS VENTILATÓRIAS E METABÓLICAS DE HOMENS DURANTE TESTE DE ESFORÇO FÍSICO DINÂMICO" de autoria de Profa. Dra. Ester da Silva.

São Carlos, 06 de Outubro de 2000.


Prof. Dr. Vilmar Baldissera
Presidente da Comissão de Ética

8.2 Apêndice 2

Análise da modulação autonômica do coração em repouso e atividade eletromiográfica relacionada a variabilidade da frequência cardíaca durante exercício dinâmico em cicloergômetro.

Responsáveis:

Orientadora: Profa. Dra. Ester da Silva

Pesquisador: Cristiano Sales da Silva

Eu,,
portador do RG n.º:, residente a Rua:
..... n.º:, Bairro:
Cidade:....., Estado:
concordo em participar do projeto de pesquisa proposto pelo Fisioterapeuta e pesquisador Cristiano Sales da Silva.

A pesquisa tem por finalidade observar a modulação das atividades simpática e parassimpática do coração, através da resposta da frequência cardíaca (FC), bem como a atividade mioelétrica do músculo vasto lateral, durante exercício físico dinâmico submáximo em cicloergômetro eletromagnético.

Antes do início do teste em questão, serei submetido a uma avaliação constando de anamnese, exame físico e postural e eletrocardiograma (ECG) de repouso deitado e sentado com verificação da FC e da pressão arterial, e exames laboratoriais, com o objetivo de detectar possíveis alterações cardiovasculares, musculares ou articulares que contra-indique minha participação na pesquisa.

A sua continuidade dar-se-á com um teste de esforço físico dinâmico contínuo em degraus (TEFDC-D) máximo, realizado com a presença de um médico cardiologista especializado neste procedimento, para a avaliação de minha condição física e cardiovascular. Durante o TEFDC-D, a FC será registrada a

partir do ECG durante todo o teste. A pressão arterial será mensurada no repouso, ao final de cada potência de exercício e durante a recuperação.

Antes de iniciar os testes, serei instruído sobre os sinais e sintomas que devem me alertar a parar a seqüência do teste; ainda serei observado por uma equipe treinada que estará alerta a qualquer alteração que possa sugerir a interrupção do exercício exigido.

Os benefícios que terei com tais procedimentos incluem a verificação de possíveis alterações eletrocardiográficas associadas com a análise dos exames físico e postural, observando assim, minha situação física. Os testes me possibilitarão reconhecer meus limites fisiológicos durante o exercício dinâmico submáximo, servindo também como parâmetro para treinamento físico que evitem sobrecarga cardiorrespiratória, muscular e articular.

As informações obtidas durante as avaliações e os exames laboratoriais serão mantidos em sigilo e não poderão ser consultados por pessoas leigas sem minha expressa autorização por escrito. As informações assim obtidas, no entanto, poderão ser usadas para fins estatísticos ou científicos, sempre resguardando minha privacidade.

Eu li e entendi as informações precedentes. Além disso, todas as dúvidas que me ocorreram já foram sanadas completamente.

Durante o período de observação científica, estarei ciente da minha condição de inatividade física, não realizando exercícios físicos para, assim, não alterar os resultados do programa proposto.

Comprometo-me, por meio deste, seguir com o programa até sua finalização, visando reconhecer os meus limites orgânicos, além de me desempenhar para a continuidade do estudo proposto, salvo algum problema que possa surgir que me impossibilite de participar.

São Carlos, de de 200....

8.3 Apêndice 3

LABORATÓRIO DE FISIOTERAPIA CARDIOVASCULAR FICHA DE AVALIAÇÃO

Fisioterapeuta: _____ Avaliação número: _____
 Data:/...../..... Horário: : h
 Temperatura:.....°C Umidade ar:% Última refeição há:..... h

I - DADOS PESSOAIS:

Nome: _____ Código: _____
 Data nascimento: _____ Idade: _____ Sexo: _____
 CPF: _____ RG: _____ UF: _____
 Local Nascimento: _____ UF: _____
 Raça: () branca () negra () amarela () vermelha
 Profissão atual (tempo): _____ Profissão anterior (tempo): _____
 Estado civil: _____ Grau de instrução: _____
 Endereço: _____
 Bairro: _____ Cidade: _____
 UF: _____
 Telefone: _____ E-mail: _____
 Procedência: _____

II - ANAMNESE:

1. Possui convênio médico?

() sim Qual?: _____ () não

2. Hábitos de vida:

a) É fumante atualmente?

() Sim Cigarros/dia: _____ Há quanto tempo?: _____

() Não

- b) Já fumou antes (se a resposta anterior for não)?
 Sim Cigarros/dia: Período fumante:
Quando parou?:
 Não
- c) Ingera bebida alcoólica atualmente?
 Sim Que tipo?: destilados fermentados
 ambos
Quantidade: Freqüência/semana:
Há quanto tempo?:
 Não
- d) Já ingeriu bebida alcoólica antes (se resposta anterior for não)?
 Sim Que tipo?: destilados fermentados
 ambos
Quantidade: Freqüência/semana:
Há quanto tempo?:
 Não
- e) Faz algum tipo de dieta alimentar?
 Sim Qual? Há quanto tempo?:
 Não
- f) Pratica alguma atividade física?
 Sim Qual?:
Tem orientação?: Nível: leve moderada
 intensa muito intensa
Freqüência semanal:
 Não
- g) Já praticou alguma atividade física?
 Sim Qual?: Por quanto tempo?:
Freqüência semanal: Há quantos anos parou?:
 Não
- h) Qual nível de stress na profissão? (ou ficha específica)
 trabalho normal em ambiente tranquilo

- trabalho com estresse e preocupações moderadas
 trabalho estafante em ambiente estressante

- i) Nível de estresse apresentado pelo estilo de vida e tipo de personalidade
- Vida normal sem queixas
 Sono normal/fisiológico
 Problemas conjugais e/ou familiares
 sono perturbado com menos de 8 horas por dia
 comportamento do tipo “A”

3. Dados Clínicos:

- a) Tem DCV diagnosticada?

Sim Qual?: Há quanto tempo?: Médico:
 Não

- b) É hipertenso?

Sim Grau: limítrofe – 140x90 a 160x95
 hipertenso – 161x96 a 180x120
 hipert. moderado – 181x121 a 190x130
 hipertenso grave – maior 191x131

Não

- c) Apresenta algum problema musculo-esquelético?

(Obs: quando a resposta for “sim” mencionar local e a data da lesão.)

Fraturas: não sim

Luxações: não sim

rupturas musculares não sim

Instabilidade: não sim

Lesões nervosas: não sim

Tendinites: não sim

Problema de coluna: não sim

Dificuldade de movimento: não sim

Outros:

d) Apresenta outras doenças?

	Tipo	Há quanto tempo	Tratamento
Tireóide			
Diabetes			
Dislipidemia			
Obesidade			
Renais			
Pulmonares			

e) Medicamentos em uso:

Medicamento	Dosagem	Tempo que toma

f) Cirurgia

() não () sim (quais e data?)

g) Qual o membro dominante?

- Superior: () destro () sinistro

- Inferior: () direito () esquerdo

h) Outras observações a respeito de sua saúde que não foram apresentadas acima:

4. Antecedentes Familiares

a) Idade do Pai:

Idade da Mãe:

b) Apresenta antecedentes das seguintes doenças?

	Grau Parentesco	Tipo e/ou Tempo
DCV		
Alteração Tireóide		
Diabetes		
Dislipemia		
Obesidade		
Renais		
Pulmonares		

III - EXAME FÍSICO:

1. Sinais vitais

Padrão Respiratório:

() apical () costal () diafragmático () paradoxal

PA:.....x.....mmHg FC:.....bpm FR:.....ipm TEMP:.....°C

2. Exame antropométrico

Peso corporal (em kg):

Estatura (em cm):

	Diâmetros (ósseos)			PERÍMETROS				
	punho	úmero	fêmur	Coxa	Perna	Braço	Antebraço	Tórax
Direito								
Esquerdo								

MENSURAÇÃO (Membro Inferior)				
	Real	Aparente	Schoelmaner	Ângulo Q
Direita				
Esquerda				

3. Exame fisioterápico

3.1 – Músculo-esquelético

- a) Inspeção e palpação
- b) Testes especiais
- c) Testes de força muscular (biodes)

	Flexão Joelho	Extensão Joelho	Flexão Cotovelo	Extensão Cotovelo
Direito				
Esquerdo				

d) Testes retrações musculares

Direito	Músculos	Esquerdo
Decúbito Dorsal		
	Ísquiostibiais	
	Peitoral Maior	
	Peitoral Menor	
	Grande dorsal	
	Rotadores Internos	
	Rotadores Externos	
	Reto Femoral	
	Iliopsoas	
Decúbito Lateral		
	Tensor fáscia lata	
Decúbito Ventral		
	Quadríceps	
Sentado		
	Paravertebral lombar	
Em pé		
	Tríceps sural	
	Trapézio (fibras superiores)	
	Angular escapula	
	escalenos	

- sem retração + leve ++ moderada +++ grave

e) Relatório Avaliação postural:

3.2 – Avaliação Cardiológica

a) ECG repouso

b) Relatório do ECG:

	PA (mmHg)	FC (bpm)
Deitado		
Sentado		

4. Exame Médico:

5. Exames laboratoriais

EXAME	DATA	VALORES OBTIDOS	VALORES REFERÊNCIAS
Triglicérides			
Glicemia			
Colesterol	total		
	LDL		
	HDL		
Urina (tipo I)			
Ácido Úrico			
Creatina			
Uréia			

6. Exames complementares:

8.4 Apêndice 4

TABELA 1 – Dados da umidade relativa do ar em porcentagem (%) e temperatura em graus Celsius do laboratório durante a realização do protocolo II (TEFDC–R) dos voluntários estudados (n=10).

Voluntário	Umidade relativa do ar (%)	Temperatura (° Celsius)
CHS	63	23,8
CJr	54	23,4
FP	46	24
GHS	55	23,2
IDM	68	23,5
JC	56	23,6
KGG	68	21,6
LBC	50	23,4
RAJ	52	24,5
RSR	48	23,8
Média	56	23,4
Desvio Padrão	7,8	0,7
Mínimo	46	21,6
1º Quartil	50	23,4
Mediana	54,5	23,5
3º Quartil	63	23,8
Máximo	68	24,5

8.5 Apêndice 5

TABELA 3 – Dados referentes aos exames laboratoriais: colesterol total, HDL colesterol, LDL colesterol, VLDL colesterol, triglicérides, ácido úrico, creatinina, uréia e glicemia em jejum dos voluntários estudados (n=10)

Voluntários	Exames laboratoriais								
	C. T.	HDL	LDL	VLDL	Triglicérides	Ácido úrico	Creatinina	Uréia	Glicemia de jejum
CHS	173,0	60,0	96,0	18,4	94,0	4,9	1,02	32,0	96,0
CJR	162,0	55,0	88,0	21,5	82,0	3,8	0,90	40,0	94,0
FP	153,0	46,0	83,0	23,0	101,0	5,6	0,88	35,0	89,0
GHS	130,0	65,0	92,0	28,0	96,0	4,7	0,92	32,0	76,0
IDM	125,0	52,0	103,0	22,0	89,0	3,4	0,88	42,0	86,0
JC	156,0	40,6	105,5	26,6	94,0	4,4	0,96	44,0	83,0
KGG	140,0	42,0	90,4	22,4	104,0	5,6	1,1	41,0	93,0
LBC	155,0	58,0	78,4	18,6	93	6,6	1,4	31,0	78,0
RAJ	158,0	58,0	86,2	13,8	69	4,2	0,87	34,5	89,0
RSR	161,0	62,0	92,0	19,2	87,0	5,0	1,16	33,0	91,0
Valores de referência	Até 200 mg/dl	Acima de 35 mg/dl	Inferior a 150 mg/dl	Inferior a 32 mg/dl	Até 200 mg/dl	Entre 2,5 e 7,0 mg/dl	Entre 0,4 e 1,4 mg/dl	Entre 10 e 50 mg/dl	Entre 70 e 110 mg/dl

C. T.: colesterol total; HDL: Lipoproteína de alta densidade; LDL: Lipoproteína de baixa densidade; VLDL: lipoproteína de muito baixa densidade; mg: miligramas; dl:decilitros.