



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

INSTITUTO DE BIOLOGIA

DEPARTAMENTO DE FISIOLOGIA E BIOFÍSICA

**"INFLUÊNCIA DO EXERCÍCIO ISOMÉTRICO
NAS RESPOSTAS DA FREQUÊNCIA
CARDÍACA E ELETROMIOGRÁFICAS
NO HOMEM"**

ESTER DA SILVA

CAMPINAS

1998



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

INSTITUTO DE BIOLOGIA

DEPARTAMENTO DE FISIOLOGIA E BIOFÍSICA

"INFLUÊNCIA DO EXERCÍCIO ISOMÉTRICO NAS RESPOSTAS DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E ELETROMIOGRÁFICAS NO HOMEM"

ESTER DA SILVA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Biológicas - Área de Fisiologia - do Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do título de **Doutor em Ciências Biológicas**, área de concentração: Fisiologia.

Orientador: Prof. Dr. Lourenço Gallo Júnior

CAMPINAS

1998

Este exemplar corresponde à redação final
da tese defendida por (a) candidato a
Esther da Silva
e aprovada pela Comissão Julgadora
06/08/98 Lourenço Gallo

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	TUNICAMP
Síla:	
V.	Ex.
TOMSO BC/	35218
PROC.	395/98
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	30/09/98
N.º CPD	

CM-00117341-1

**FICHA CATALOGRÁFICA ELEBORADA PELA
BIBLIOTECA DO INSTITUTO DE BIOLOGIA – UNICAMP**

Silva, Ester da

Si38i Influência do exercício isométrico nas respostas da frequência cardíaca e eletromiográficas no homem / Ester da Silva. -- Campinas, Sp:[s.n.], 1998

139f.: ilus.

Orientador: Lourenço Gallo Júnior


Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas,
Instituto de Biologia,


1. Exercício isométrico. 2. Eletromiografia. 3. Exercícios físicos.
I. Gallo Júnior, Lourenço. II. Universidade Estadual de Campinas.

Campinas, 06 de agosto de 1998.

BANCA EXAMINADORA


Titulares:

Prof. Dr. Lourenço Gallo Júnior 

Prof. Dr. Gil Lúcio de Almeida 

Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins 

Prof. Dr. Mathias Vitti 

Profa. Dra. Vanessa Monteiro Pedro 

Suplentes:

Profa. Dra. Alba Regina Monteiro Souza Brito _____

Profa. Dra. Maria Rita Masselli _____

Investigação conduzida no Laboratório de Eletromiografia do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas e no Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, com apoio financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq.

Aos meus pais,
Luzia e Sebastião,
pela dedicação e incentivo

Muito obrigada

Meu profundo reconhecimento:

Professor Doutor Lourenço Gallo Jr., pelo apoio científico, pela amizade e confiança solidificada ao longo desses anos e pela orientação deste trabalho.

Professor Doutor Fausto Bérzin, pela orientação indispensável na utilização das técnicas eletromiográficas empregadas neste trabalho, pela preciosa colaboração e pela oportunidade.

Aos voluntários que participaram desta investigação, cuja disponibilidade, responsabilidade e paciência permitiram que este trabalho fosse realizado dentro dos rigores estabelecidos, meu profundo agradecimento pelas preciosas contribuições.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me dado força e coragem para realizar este trabalho e por ter me colocado em contato com pessoas que de alguma forma contribuíram para este trabalho.

À Profa. Dra. Vanessa Monteiro Pedro, pelo incentivo e por ter proporcionado o acesso junto ao Laboratório de Eletromiografia do Departamento de Morfologia da FOP da UNICAMP, pelo empréstimo da Mesa de Exercício isométrico, pelas dicas indispensáveis das técnicas utilizadas neste trabalho, pela amizade e pelas guaridas.

Ao Lucien de Oliveira, pela preciosa contribuição para a realização de partes fundamentais, sem a qual este trabalho não teria sido concluído a contento.

À Vera Regina Fernandes da Silva Marães, pela amizade e convivência, pela disponibilidade e preciosa contribuição para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos Professores: Dr. Luís Aparecido Milan e Dr. Carlos Alberto R. Diniz, do Departamento de Estatística da UFSCar, pela orientação e sugestões na análise estatística desse trabalho.

Ao Ricardo Vigatto, pela preciosa ajuda na digitação e impressão deste trabalho.

Ao Dr. Carlos A. L. Mega, pela realização das avaliações clínicas dos voluntários.

À Profa. Fátima Aparecida Caromano, da USP - SP, pelo valioso apoio durante a fase experimental cedendo o equipamento para a realização das medidas de composição corporal.

À ajuda técnica de Richard Victória Buzzinelli e de Giovana Barbosa Milani.

À Rosemary Cristina Zuanetti, pela revisão técnica ortográfica.

Aos integrantes do grupo de pesquisa integrado em Fisiologia do Exercício e Processamento de Sinais Eletrocardiográficos do Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular da UFSCar: Prof. Dr. Lourenço Gallo Jr. (Depto. de Clínica Médica-FMRP-USP), Profa. Ms. Aparecida Maria Catai (Depto. de Fisioterapia), Prof. Dr. José de Oliveira Guimarães, Prof. Dr. Luis Carlos Trevelin, Sérgio Rocha Barcellos e Magnus Aurelius Lipporone (Depto. de Computação), Prof. Dr. Luís Aparecido Milan (Depto. de Estatística), Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins (Faculdade de Educação Física - UNICAMP), Lucien de Oliveira (Depto. de Física), que muito contribuíram para o desenvolvimento do aplicativo de captação e processamento de sinais Eletrocardiográficos e de Frequência Cardíaca.

À Amiga Profa. Ms. Aparecida Maria Catai, pela amizade e convivência, pela imprescindível colaboração, compreensão e apoio durante o nosso afastamento para a realização do Curso de Pós-Graduação.

À Profa Dra. Maria Aparecida Paiva Franco e à Cleide Marques Antloga, pela presteza e preciosa contribuição.

Ao Prof. Darlei Lázaro Baldi, pela colaboração nas atividades acadêmicas da área de Fisioterapia Cardiovascular.

À Maria Antonia Bertoni, pelo apoio no campo administrativo e no levantamento bibliográfico.

À Solange da Silva Frônio, pelas inúmeras contribuições no desenvolvimento das atividades do Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular do Depto. de FT da UFSCar.

À Deila Pedro Rosa, pela amizade, guaridas e “rangos”.

Aos amigos do Laboratório de Eletromiografia da FOP: Débora Bevilaqua Grosso, Gilmar, Rubinho, Roselaine, Mário, Andréa e João Batista Leite de Campos, pela recepção e ajuda prestada em muitos momentos difíceis.

À Profa. Dra. Alba Regina Monteiro Souza Brito, Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Biologia – Área de Fisiologia da UNICAMP.

À UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS, Instituição que possibilitou a realização deste Doutorado.

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, na pessoa do seu Reitor, Prof. Dr. José Rubens Rebelatto, por ter me liberado parcialmente das atividades docentes para a realização deste Doutorado.

SUMÁRIO

ABREVIações E SÍMBOLOS	1
TABELAS, FIGURAS E GRÁFICOS	4
RESUMO	14
1 INTRODUÇÃO	16
1.1 RESPOSTA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA AO EXERCÍCIO	
ISOMÉTRICO	21
1.2 ELETROMIOGRAFIA (EMG).....	27
1.3 OBJETIVO	35
2 MATERIAL E MÉTODOS.....	36
2.1 VOLUNTÁRIOS ESTUDADOS.....	37
2.2 PLANEJAMENTO GERAL DA INVESTIGAÇÃO.....	38
2.2.1 PROTOCOLO DO TESTE DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO	
MÁXIMO (TEIM).....	38
2.3 EQUIPAMENTOS E MATERIAIS	40
2.3.1 MESA DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO DE MEMBROS	
INFERIORES.....	40
2.3.2 ELETROCARDIOGRAFIA	41
2.3.3 ELETROMIOGRAFIA	42
2.4 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	48
2.5 MÉTODOS DE ANÁLISE	50
2.5.1 ELETROMIOGRAFIA.....	52
2.5.2 FREQUÊNCIA CARDÍACA.....	52
2.6 METODOLOGIA ESTATÍSTICA.....	55
3 RESULTADOS.....	57
3.1 VOLUNTÁRIOS ESTUDADOS.....	58
3.2 FREQUÊNCIA CARDÍACA	60

3.3	ELETROMIOGRAFIA (EMG).....	67
3.4	ASSOCIAÇÃO DAS RESPOSTAS DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E ELETROMIOGRÁFICAS.....	75
4	DISCUSSÃO.....	81
4.1	CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS	82
4.2	FREQUÊNCIA CARDÍACA EM REPOUSO.....	83
4.3	RESPOSTA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA AO EXERCÍCIO ISOMÉTRICO MÁXIMO	85
5	CONCLUSÕES	92
6	SUMMARY.....	95
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	98
	APÊNDICE 1 PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA.....	115
	APÊNDICE 2 CONSENTIMENTO FORMAL	118
	APÊNDICE 3 FICHA DE AVALIAÇÃO.....	121
	APÊNDICE 4 TABELAS	130

ABREVIATÖES E SÍMBOLOS

%	= porcentagem
Δ	= delta
ΔFC	= variação da freqncia cardíaca
$^{\circ}$	= grau
$^{\circ}C$	= graus Celsius
μV	= microvolt
bpm	= batimentos por minuto
CL	= contração lenta
cm	= centímetro
CR	= contração rápida
CVM	= contração voluntária máxima
D	= direito
E	= esquerdo
d.p.	= desvio padrão
ECG	= eletrocardiograma
EMG	= eletromiograma
FC	= freqncia cardíaca
\overline{FC}	= freqncia cardíaca média
\overline{FC}_{rep}	= freqncia cardíaca média durante o repouso
FR	= freqncia respiratória

Freq.	= frequência
h	= hora
Hz	= hertz
kHz	= quilohertz
kg	= quilograma
l	= litro
m	= metro
MC5	= manúbrio, "chest" (tórax) e quinto espaço intercostal
min	= minuto
ml	= mililitro
mmHg	= milímetro de mercúrio
mV	= milivolt
N	= número
PA	= pressão arterial
PAD	= pressão arterial diastólica
PAS	= pressão arterial sistólica
Q	= quartil
Qtd.	= quantidade
Qto.	= quanto
RMS	= "root mean square"
RPM	= respirações por minuto
s	= segundo
sem	= semana

TEIM(s) = teste(s) de exercício isométrico máximo

unid = unidade

vs = versus

TABELAS, FIGURAS E GRÁFICOS

Figura 1:	Mesa e montagem experimental.....	40
Figura 2:	Equipamentos e montagem experimental.....	43
Figura 3:	Registro do eletrocardiograma e da frequência cardíaca durante 65 s de repouso, 10 s de exercício isométrico de extensão bilateral a 100 % da CVM e em recuperação. Dados obtidos de um dos voluntários estudados (MAC).....	45
Figura 4:	Registros eletromiográficos dos músculos: reto femoral direito e esquerdo, bíceps femoral direito e esquerdo e do eletrocardiograma ao TEIM de extensão de ambos os joelhos, durante 5 s de repouso, 10 s de exercício isométrico e 5 s de recuperação. Dados obtidos de um dos voluntários estudados (CCRF).....	46
Figura 5:	Registros eletromiográficos dos músculos: reto femoral direito e esquerdo, bíceps femoral direito e esquerdo e do eletrocardiograma ao TEIM de flexão de ambos os joelhos durante 5 s de repouso, 10 s de exercício isométrico e 5 s de recuperação. Dados obtidos de um dos voluntários estudados (CCRF).	47

- Figura 6: Registros da atividade EMG (μV) dos músculos reto e bíceps femoral: A) reto direito; B) bíceps direito; C) reto esquerdo; D) bíceps esquerdo; E) Frequência Cardíaca (bpm). Dados obtidos de um dos voluntários estudados (HC).....51
- Figura 7: Procedimento para a obtenção dos dados da resposta da FC média durante 65 s de repouso; FC média durante os 10 s de CVM e da variação da FC no intervalo de 0 a 10 s de CVM de um dos experimentos de TEIM.54
- Figura 8: Análise estatística descritiva dos dados quanto à forma de distribuição. Em (A) estão representados os dados de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) do músculo reto femoral direito obtidos ao TEIM de extensão bilateral; em (B) estão representados os dados da variação da FC (ΔFC em bpm) obtidos durante o TEIM de flexão bilateral.56
- Figura 9: Resposta da FC registrada batimento a batimento, em tempo real, e a média dos dados obtidos durante 65 s de repouso, 10 s de exercício isométrico máximo de extensão do joelho direito e durante a recuperação dos 14 voluntários estudados.61

- Figura 10: Valores de frequência cardíaca média em batimentos por minuto (FC (bpm)), observados nos voluntários (N = 14) durante 65 s em repouso, antes de cada teste, e no final de 10 s de cada TEIM de extensão e flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente).62
- Figura 11: Valores de frequência cardíaca em batimentos por minuto (FC (bpm)), observados na condição de repouso durante 65 s, na posição sentada, antes da execução de cada TEIM de extensão e de flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Estão também representados os valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$63
- Figura 12: Acréscimos da frequência cardíaca em batimentos por minuto (Δ FC em bpm), observados aos 10 s em cada um dos TEIMs de extensão e flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Estão também representados os valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$65

Figura 13: Valores médios da resposta da frequência cardíaca em batimentos por minuto (\overline{FC} em bpm), observados no intervalo de 0 a 10 s em cada um dos TEIMs de extensão e flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Estão também representados os valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$66

Figura 14: Valores de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, observados no período de 0 a 10 s em cada um dos TEIMs de extensão e flexão dos joelhos (direito e esquerdo e de ambos simultaneamente), com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$68

- Figura 15: Valores de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, observados no período de 0 a 10 s em cada um dos TEIMs de extensão e flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente), com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$69
- Figura 16: Valores da soma de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos músculos agonistas e antagonistas, reto e bíceps femoral direito e esquerdo, observados no período de 0 a 10 s em cada um dos TEIMs de extensão e flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente), com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$71
- Figura 17: Valores de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo contralateral, em relação aos movimentos de extensão dos joelhos direito e esquerdo, com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$72

- Figura 18: Valores de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo contralateral, em relação aos movimentos de flexão dos joelhos direito e esquerdo, com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância $* \alpha = 0,05$73
- Figura 19: Soma dos valores de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) obtidos dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo em contração, e dos contralaterais ao membro em exercício, com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância $* \alpha = 0,05$74
- Figura 20: Associação da frequência cardíaca (ΔFC em bpm) e da RMS dos sinais eletromiográficos (EMG em μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de extensão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Nível de significância $* \alpha = 0,05$76

- Figura 21: Associação da frequência cardíaca (\overline{FC} em bpm) e da RMS dos sinais eletromiográficos (EMG em μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de extensão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Nível de significância * $\alpha = 0,05$77
- Figura 22: Associação da frequência cardíaca (ΔFC em bpm) e da RMS dos sinais eletromiográficos (EMG em μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Nível de significância * $\alpha = 0,05$78
- Figura 23: Associação da frequência cardíaca média (\overline{FC} em bpm) e da RMS dos sinais eletromiográficos (EMG em μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de flexão joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Nível de significância * $\alpha = 0,05$79

Figura 24: Associação da frequência cardíaca (ΔFC em bpm) e da RMS dos sinais eletromiográficos (EMG em μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de extensão e de flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Nível de significância * $\alpha = 0,05$	80
TABELA I: Características antropométricas, idade e composição corporal observadas nos voluntários estudados (N = 14).	131
TABELA II: Pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD), frequência cardíaca (FC), nível de atividade física e hábitos em relação ao cigarro e bebida alcoólica, Dominância e perna de apoio dos voluntários estudados (N = 14).	132
TABELA III: Condições ambientais durante os experimentos.	133
TABELA IV: Valores de frequência cardíaca durante o repouso que antecedeu o exercício isométrico de contração voluntária máxima de extensão e de flexão dos joelhos: direito, esquerdo e de ambos.	134

TABELA V: Freqüência cardíaca pico aos 10 s de exercício isométrico de contração voluntária máxima de extensão e de flexão dos joelhos: direito, esquerdo e de ambos.....	135
TABELA VI: Valores da variação da FC (bpm) entre a média durante o repouso de 65 s inicial e aos 10 s (Δ FC) durante o exercício isométrico de contração voluntária máxima de extensão e de flexão dos joelhos: direito, esquerdo e de ambos.....	136
TABELA VII: Valores da FC média (bpm) durante os 10 s de exercício isométrico de contração voluntária máxima de extensão e de flexão dos joelhos: direito, esquerdo e de ambos.....	137
TABELA VIII: Valores de RMS da amplitude dos sinais EMG (μ V) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de 10 s, aos movimentos de extensão dos joelhos direito, esquerdo e de ambos.....	138

TABELA IX: Valores de RMS da amplitude dos sinais da EMG (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de 10 s, aos movimentos de flexão dos joelhos direito, esquerdo e de ambos.	139
--	-----

RESUMO

O presente trabalho tem por objetivo verificar a influência do exercício isométrico máximo, de diferentes grupos e quantidade de massa muscular, na magnitude das respostas da frequência cardíaca (FC) e eletromiográficas (EMG) no homem. Foram estudados 14 voluntários jovens, com idades compreendidas entre 19 e 23 anos (mediana 21,5), saudáveis e com padrão ativo de vida. Estes praticavam atividades desportivas (lazer) em torno de 3 horas por semana, com predominância de exercício dinâmico. Os voluntários foram submetidos a testes de exercício isométrico máximo (TEIM) de extensão e de flexão dos joelhos, realizados por um período de 10 s. Os TEIMs foram realizados isoladamente, com uma perna (direita ou esquerda), e com ambas (aleatoriamente), na posição sentado em 90° de flexão do quadril e dos joelhos. A atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos reto e bíceps femoral (agonistas e antagonistas) e a FC foram registradas contínua e simultaneamente. A EMG foi obtida a partir de um eletromiógrafo multicanal (NICOLET VIKING II). A amplitude do sinal EMG em microvolts foi processada e expressa em "root mean square" (RMS). A FC foi obtida do traçado de um eletrocardiógrafo (ECAFIX TC-500), em tempo real (batimento a batimento). Durante o período de 65 s em repouso antes de cada teste, a FC foi calculada como média (\overline{FC}), e o acréscimo da resposta da FC ao TEIM foi calculada no pico aos 10 s (ΔFC) e durante

todo o período do esforço como média (\overline{FC}) em batimentos por minuto (bpm). Os resultados mostraram que a FC em repouso antes dos testes de flexão foi maior do que na condição basal ($p < 0,05$). Durante os TEIM de extensão, a FC foi similar para ambos, com uma ou com duas pernas. Entretanto, entre os exercícios de flexão com uma perna e ambas a FC atingiu diferença significativa ($p < 0,05$). Porém, a diferença foi significativamente maior na condição de extensão do que na de flexão ($p < 0,05$). Por sua vez, a magnitude do sinal do EMG foi significativamente maior ($p < 0,05$) nos TEIMs de extensão do que nos de flexão, independentemente da massa muscular envolvida no esforço (uma ou duas pernas). O coeficiente de correlação dos dados de ΔFC vs EMG e da \overline{FC} vs EMG, na condição de extensão, foi significativo ($r_s = 0,34$ e $r_s = 0,33$, $p < 0,05$, respectivamente), na condição de flexão não foi significativa ($r_s = -0,01$ e $r_s = 0,02$, $p > 0,05$, respectivamente). Para a relação entre ΔFC e EMG das condições de extensão e flexão, o coeficiente de correlação foi $r_s = 0,52$ e $p < 0,05$. Os resultados suportam a idéia de que o mecanismo predominante, responsável, pela maior resposta da FC ao TEIM de extensão do joelho, comparada à flexão do joelho, poderia ser dependente de diferenças quantitativas e qualitativas existentes nas fibras de cada grupo muscular. Deste modo, características morfofuncionais parecem demandar uma maior ativação de unidades motoras com um aumento correspondente do comando central para o centro cardiovascular que modula o controle da FC.

1 INTRODUÇÃO

A ciência do movimento evoluiu a partir da fascinação dos seres humanos para seu entendimento, que é o primeiro sinal de vida animal. Combinando teorias e princípios de diversas áreas do saber, como Anatomia, Fisiologia, Psicologia, Antropologia, Mecânica, Eletrônica, Computação, Matemática, o homem obteve um grande avanço no entendimento dos fenômenos biológicos e de sua interação durante o exercício físico.

BROWN, DIFRANCESCO & NOBLE (1979) citam que as primeiras informações sobre a frequência cardíaca (FC) surgiram em 1628, com o interesse pela ritmicidade ou pelos batimentos espontâneos das células musculares cardíacas diferenciadas (marca-passo), que comandam a atividade elétrica do coração. Da mesma forma, surgiram estudos sobre a medida da pressão arterial, em 1773, segundo menção feita por AKSELROD et al. (1981). Com o avanço tecnológico, foram desenvolvidos equipamentos mais sofisticados de obtenção e análise de sinais biológicos, tais como o eletrocardiograma informatizado. A partir daí, medidas de FC instantânea e outras variáveis hemodinâmicas passaram a ser objeto de estudo e puderam ser realizadas com maior precisão. A informatização do sinal eletrocardiográfico é uma ferramenta potencialmente atrativa na análise da atividade cardíaca, pois permite obter informações sobre a resposta da FC instantânea em diversas condições (desde o repouso) e sob diferentes modalidades de exercícios. Além disso, a FC pode ser obtida por meio de métodos não invasivos,

utilizando-se equipamentos de baixo custo e com pequeno erro de mensuração (LEITE et al., 1986; SILVA et al., 1994; GALLO JR et al., 1995; OLIVEIRA et al., 1996; LIPORONE et al., 1997).

BASMAJIAN & DE LUCA (1985) referem que as primeiras informações sobre a atividade elétrica do músculo estriado foram documentadas por FRANCESCO REDI (1666) e que a relação entre a atividade elétrica do músculo e a contração muscular foi observada por LUIGGI GALVANI em 1791. Os autores citam ainda que, em 1849, Du BOIS-REYMOND publicou o primeiro registro de detecção do sinal eletromiográfico. A partir deste achado, houve grande interesse dos estudiosos em melhor caracterizar o sinal elétrico observado durante uma contração muscular voluntária.

Desde o início do século XX foram desenvolvidos métodos mais sofisticados relacionados à eletromiografia (EMG). Assim, para o estudo da função muscular, a EMG obtida a partir de eletrodos de superfície tem sido considerada uma ferramenta potencialmente eficiente para medidas não invasivas, fornecendo informações a respeito da amplitude e da frequência do sinal elétrico originado na unidade motora. Essa técnica tem se mostrado extremamente confiável e válida na avaliação da função neuromuscular, particularmente no caso de músculos superficiais, sem causar desconforto para o voluntário estudado (PETROFSKY et al., 1982; BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1989; PORTNEY, 1993; ERIM et al., 1996).

Durante o exercício físico, ocorrem alterações complexas nos processos biológicos dos organismos vivos, originando um grande número de ajustes fisiológicos dinâmicos que integram todos os sistemas biológicos. Eles garantem a execução da contração muscular sob diferentes condições de duração e intensidade contrátil. Esses ajustes dependem da eficiência dos sistemas cardiovascular, respiratório, sangüíneo (hemoglobina) e músculos em atividade contrátil (incluindo mioglobina e enzimas oxidativas), de modo a adequar o transporte do oxigênio para manter ao longo do tempo a formação de ATP e restaurar as suas reservas que foram consumidas durante a fase anaeróbia. Esses processos são controlados por estruturas organizadas em alto grau hierárquico, com centros localizados no sistema nervoso central, e por vias aferentes e eferentes, que se constituem no chamado sistema nervoso autônomo (GALLO JR. et al., 1995). MITCHELL (1990) cita que os mecanismos neurais responsáveis pela regulação dos componentes eferentes simpático e parassimpático cardiovasculares durante o exercício físico foram postulados por JOHANSSON em 1895.

Dependendo do tipo e da característica da contração muscular realizada no exercício (exercício isotônico, isométrico ou combinado), um dos dois mecanismos de controle envolvidos pode ser predominante: 1) o comando central originário do córtex motor, ou 2) o mecanismo neural reflexo, de modulação periférica, relacionada à estimulação de ergorreceptores, mecanorreceptores, pressorreceptores e

quimiorreceptores localizados nos músculos, coração e vasos, que, quando ativados, transmitem informações ao núcleo do tractus solitarius, localizado na medula oblonga (COOTE, HILTON & PEREZ-GONZALES, 1971; McCLOSKEY & MITCHELL, 1972; MITCHELL, 1990; ROWELL, 1992; GALLO JR. et al., 1995).

Também deve ser mencionado que os ajustes cardiovasculares ao exercício físico dependem de fatores, tais como: percentual da força de contração; duração da contração; tamanho da massa muscular envolvida no exercício; ângulo da articulação; posição corporal, características genéticas e antropométricas (peso, altura, composição corporal); idade; sexo; nível de aptidão física; estado de saúde; hábitos alimentares (tipo e quantidade de alimento); ingestão de bebida alcoólica; fumo; condições ambientais (temperatura, umidade e pressão barométrica); ciclo circadiano (horário do dia); instrumental utilizado na coleta dos dados (HALLEN & LINDAHL, 1967; BASMAJIAN, 1970; MURPHEY, BLANTON & BIGGS, 1971; CLAUSEN, 1977; ROWELL, 1974; MACIEL, 1979 e 1983; KAHN et al., 1986; WILLIAMS & LIND, 1987; SILVA, 1988; GALLO JR. et al., 1987, 1988, 1989, 1990, 1995; GAFFNEY, SJØGAARD & SALTIN, 1990; PORTNEY, 1993).

No caso do exercício isométrico, a intensidade deste é habitualmente expressa como porcentagem da contração voluntária máxima (%CVM), padronizada segundo critérios preestabelecidos. Durante este tipo de esforço, o aumento do débito cardíaco excede o

correspondente às necessidades metabólicas e é desproporcional à elevação do consumo total de oxigênio dos músculos envolvidos na contração muscular. O aumento progressivo da pressão arterial média é marcante, sendo dependente da elevação dos níveis sistólico e diastólico que estão associados ao aumento da intensidade do esforço. Dependendo do grau de contração isométrica, os vasos intramusculares são comprimidos dificultando o fluxo sanguíneo arterial para os músculos em atividade, bem como o retorno venoso para o coração direito (MITCHELL & WINDENTHAL, 1974; MACIEL, 1983; SEALS et al., 1983; MITCHELL, 1990; TAYLOR, HAYANO & SEALS, 1995).

1.1 RESPOSTA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA AO EXERCÍCIO ISOMÉTRICO

GASSER & MEEK (1914), PETRO, HOLLANDER & BOUMAN (1970), FREYSCHUSS (1970), GOODWIN, McCLOSKEY & MITCHELL (1972), GALLO JR. et al. (1988), MACIEL et al. (1987 e 1989), MITCHELL (1990) referem que, dentre os mecanismos responsáveis pelas respostas cardiovasculares ao exercício físico isométrico, aqueles de natureza neural central e periférica são os mais importantes. MITCHELL et al. (1980) referem que LIPOLD, em 1952, verificou que o aumento gradual da resposta cardiovascular ao longo do exercício poderia também ser atribuído a uma transmissão central. Evidências provenientes de registro eletromiográfico demonstram que a ativação de

motoras de fibras musculares recrutadas, na contração, está relacionada com o mecanismo neural de comando central, o qual determina mudanças imediatas no nível da atividade eferente do sistema nervoso autonômico simpático e parassimpático atuante sobre o coração e vasos sangüíneos. O mecanismo neural reflexo, o qual se relaciona com ambas as atividades mecânica e metabólica no músculo em contração, também determina o nível da atividade autonômica no sistema circulatório. Impulsos neurais relacionados à atividade mecânica são transmitidos primariamente pelos receptores musculares aferentes do Grupo III e IV e alcançam as áreas de controle cardiovascular quase que simultaneamente aos impulsos neurais do comando central (KALIA, MEY & KAO, 1981). Impulsos neurais relacionados à atividade metabólica são transmitidos primariamente pelas fibras musculares aferentes do Grupo IV e alcançam a área de controle cardiovascular com retardo de alguns segundos, uma vez que sua atividade aferente tem que trafegar por longo trajeto nervoso através de várias sinapses (MITCHELL, 1990; WILLIAMSON et al., 1995; O'LEARY, 1996). Os receptores musculares aferentes dos grupos III e IV são divididos em: ergoceptores (grupo III), ativados pela contração muscular; e nociceptores (grupo IV), ativados por estímulos nocivos e que são responsáveis pela sensação da dor muscular (MITCHELL, KAUFMAN & IWAMOTO, 1983; KAUFMAN et al., 1984).

RAMOS et al. (1973) referem que durante o exercício isométrico de preensão de mão ocorre uma expansão progressiva da

excitação para outros músculos, incluindo os das extremidades contralaterais, bem como os do tronco, pescoço e face. Coincidentemente, com a ativação motora, ocorrem aumentos da pressão arterial sistêmica e da FC, os quais se relacionam ao grau de intensidade e de duração do exercício. Os referidos autores afirmam que tanto o recrutamento muscular progressivo como as alterações cardiovasculares são mais provavelmente decorrentes da irradiação central do que originários de mecanismos reflexos periféricos, relacionados à estimulação de quimiorreceptores musculares. SEALS (1989) relatou existir uma relação entre o aumento da FC e o recrutamento de fibras musculares, a qual varia diretamente com o percentual do nível de esforço de contração voluntária máxima em relação à duração e ao número de repetição do mesmo.

A resposta da FC ao exercício isométrico caracteriza-se por uma elevação inicial rápida; o período de latência entre o início da contração e o aumento da frequência cardíaca é extremamente rápido, sendo da ordem de 0,5 s (PETRO, HOLLANDER & BOUMAN, 1970).

MITCHELL et al. (1980), SEALS et al. (1983), MACIEL (1983), MACIEL et al. (1989) e GALLO JR. et al.(1988) demonstraram em seus experimentos que o padrão de elevação da FC ao exercício isométrico independe do nível de aptidão física do voluntário. A magnitude de elevação inicial da FC, que ocorre até os 10 s iniciais de exercício isométrico, está relacionada com a intensidade do exercício e tem sido

atribuída à liberação vagal (parassimpática), que diminui a sua modulação sobre o nódulo sinusal. Com a manutenção do exercício até a exaustão física, a FC mantém-se elevando gradualmente; esta elevação lenta da FC é predominantemente devido à estimulação simpática sobre o nódulo sinusal (FREYSCHUSS, 1970; MARTIN et al., 1974; MACIEL, 1979; PEREZ-GONZALES SCHILLER & PARMLEY, 1981; MITCHELL et al., 1980; MACIEL et al., 1987 e 1989; GALLO JR. et al., 1988).

O'LEARY (1996) refere que a inibição inicial do tônus parassimpático seja devida à ativação de comando central e que, dependendo da intensidade do esforço físico, a retomada do tônus vagal seja de controle periférico. Tal inferência sustenta-se na observação de que a partir de níveis elevados de pressão arterial o barorreflexo participa no sentido de inibir a estimulação parassimpática, constituindo-se em um mecanismo capaz de corrigir diferenças entre o nível eficaz de pressão e o ponto referencial do barorreflexo. O aumento da atividade simpática tem sido atribuído à ativação dos barorreflexos arteriais, quimiorreflexos e mecanorreceptores musculares.

Investigações recentes referentes à magnitude da resposta da FC ao exercício isométrico têm mostrado resultados conflitantes. Alguns estudos realizados com grupos musculares diferentes têm corroborado com o ponto de vista de que a resposta da FC é dependente da massa muscular envolvida e da força absoluta alcançada durante a contração, e independente da intensidade relativa da contração.

MITCHELL et al. (1980) e SEALS et al. (1983) mencionam que, durante contrações voluntárias de mesma intensidade, a magnitude da resposta da FC foi progressiva no decurso do tempo e teve relação direta com a tensão absoluta gerada e a quantidade de massa muscular envolvida no exercício. Os dados experimentais de MITCHELL et al. (1980) mostram que os incrementos de FC com exercícios realizados a 40% da CVM foram de magnitude proporcional à quantidade de massa muscular envolvida no esforço, a saber: dedos (II e III), braço (preensão de mão), joelho (extensão de um joelho em flexão de 90°) e braço (preensão de mão) e joelho (extensão) simultaneamente. SEALS et al. (1983) também chegaram a resultados concordantes com os de MITCHELL et al. (1980) estudando o exercício isométrico (30% da CVM) com um braço (preensão de mão), duas pernas (extensão do joelho) e com uma quantidade maior de massa muscular (levantamento de peso). A resposta da FC ao exercício isométrico de extensão das duas pernas e ao levantamento de peso foi consistente e significativamente maior do que àquelas observadas durante o aperto de mão. Ressalta-se que estes resultados foram consolidados em condições experimentais semelhantes (NAGLE, SEALS & HANSON, 1988) ou ligeiramente diferentes, como SEALS (1989), que realizou exercício isométrico em uma mesma percentagem de CVM (30% de CVM, durante 2,5 min.), com o braço direito, esquerdo e com ambos simultaneamente, e MISNER et al. (1990), que observaram aumentos da FC estatisticamente diferentes entre os

exercícios de flexão da mão direita, extensão da perna direita e de ambas as pernas.

Por outro lado, DONALD et al. (1967) e McCLOSKEY & STREATFEILD (1975), em seus experimentos de exercício isométrico em pequenos grupos musculares do braço (exercício isométrico de preensão de mão com 40% da CVM) e dos interósseos da mão (exercício isométrico de adução dos dedos indicador e médio entre 35% e 40% da CVM), confirmaram os resultados de LIND & McNICOL (1967), que demonstraram que o incremento da FC está relacionado com a proporção da tensão máxima alcançada em relação ao percentual da CVM e independe do tamanho da massa do grupo muscular em contração. Esses autores consideram que o componente reflexo muscular é determinante da resposta cardiovascular e está relacionado ao tipo de fibra do grupo muscular em contração. WILLIAMS (1991) também demonstrou que a magnitude da resposta da FC não apresentou diferença significativa entre os exercícios realizados com dois grupos musculares de tamanhos diferentes: flexores do antebraço e os extensores do joelho (quadríceps). Esses resultados suportam as observações de que os incrementos da FC ao exercício isométrico é proporcional à intensidade da CVM, na qual as contrações são mantidas em função do tempo, independente do tamanho do grupo muscular, do tipo de fibra da massa muscular envolvida na contração e do comprimento do músculo.

Por outro lado, NG et al. (1994) estudaram o grupo muscular quadríceps em diferentes ângulos de flexão do joelho (40°, 60° e 90°), em exercício isométrico de extensão do joelho com 30 e 50 % da CVM. Estes autores observaram que, nas duas intensidades de esforço estudadas, o comprimento do músculo influenciava no tempo de "endurance" e no torque externo. O maior torque encontrado na extensão do joelho foi no ângulo de 60°, tanto a 30% como a 50% da CVM. O maior tempo de "endurance" foi no ângulo de 40°, a 30% da CVM. No entanto, os autores observaram que as respostas da FC eram as mesmas nos três ângulos estudados (independente do comprimento do músculo), em cada nível de esforço (em relação ao percentual de CVM). Neste estudo, quando a intensidade da CVM e a massa muscular foram as mesmas, as respostas da FC relacionavam-se em função do tempo de resistência e em relação aos índices de fadiga observados a partir da escala de percepção de intensidade do esforço.

1.2 ELETROMIOGRAFIA (EMG)

PORTNEY (1993) refere que diferentes protocolos experimentais (métodos eletromiográficos) têm sido empregados na investigação da atividade muscular durante os diversos tipos de contração muscular, porém, o mais utilizado tem sido o da contração isométrica. A EMG pode registrar a atividade de uma unidade motora, individualmente, durante a realização de força, determinada pelo torque medido em uma

articulação, representando a interação de vários grupos musculares: agonistas, sinergistas e antagonistas. O autor considera de fundamental importância o local de colocação dos eletrodos, uma vez que o registro eletromiográfico das unidades motoras pode apresentar diferentes amplitudes para uma mesma intensidade de esforço em um mesmo músculo, dependendo da distância preservada entre os eletrodos e o posicionamento no músculo.

Generalizações contraditórias têm sido referidas sobre o comportamento de uma simples unidade motora durante o período de execução da força máxima de um músculo. Se por um lado, BRACCHI, DECANDIA & GUALTIEROTTI (1966) referem que a frequência de despolarização independe da força, por outro lado, BIGLAND & LIPPOLD (1954) e MONSTER & CHAN (1977) observaram que a frequência de despolarização atinge um platô em níveis constantes de força submáxima; enquanto CLAMANN (1970), MILNER-BROWN, STEIN & YEMM (1973) e TANJI & KATO, (1973) documentaram que a frequência de despolarização variava monotonicamente com a força de contração.

Deve ser enfatizado que a literatura mostra amplas evidências, no sentido de que o sistema nervoso central controle tanto o recrutamento de novas unidades motoras, como a modulação da frequência de despolarização das unidades motoras já ativadas, objetivando manter uma força desejada e efetiva (DE LUCA et al., 1982; DE LUCA & ERIM, 1994; ERIM et al., 1996). BASMAJIAN & DE LUCA

(1985) observaram que, com o aumento da força de contração, ocorria um aumento crescente do número de recrutamento das unidades motoras e um aumento da frequência de disparo de cada uma delas, até que os potenciais individuais fossem somados e não mais reconhecidos, sendo observado um padrão de interferência (tetania). Este é o achado normal diante de uma contração vigorosa: quanto maior a força de contração, mais unidades motoras são recrutadas, com aumento da amplitude do sinal. Por outro lado, SODERBERG et al. (1987) consideram inconclusiva a relação entre a magnitude do sinal eletromiográfico e a tensão, mas reconhecem que a análise eletromiográfica é um procedimento apropriado para se avaliar a intensidade relativa da atividade muscular produzida durante esforços isométricos.

Vale a pena ressaltar que vários estudos vêm sendo realizados no sentido de melhor elucidar a relação entre o recrutamento de unidades motoras, frequência de despolarização e produção de força.

LIEB & PERRY (1971), KNIGHT, MARTIN & LONDEREE (1979), MONSTER (1979), PETROFSKY et al. (1982), LINSSEN et al. (1991) e ERIM et al. (1996) demonstraram existir uma relação linear entre a amplitude dos sinais da EMG e as tensões musculares isométricas, desde que o comprimento muscular não apresentasse alterações em função do ângulo da articulação. Além disso, os autores consideraram que, para níveis similares de tensão muscular, o registro eletromiográfico das unidades motoras de diferentes grupos musculares pode apresentar

um mesmo padrão de frequência de disparo, porém, com diferentes amplitudes, dependendo do tamanho, tipo de fibra e do limiar de despolarização da unidade motora. O limiar de despolarização das unidades motoras varia de acordo com as características estruturais e funcionais das fibras musculares: se de contração lenta (CL) ou de contração rápida (CR_a , CR_b e CR_c). As fibras musculares de contração lenta são classificadas como oxidativas, do tipo I, vermelhas, tônicas ou aeróbias. As de contração rápida classificam-se como fibras do tipo II, brancas e rápidas e são subdivididas em: fibra tipo IIa, considerada intermediária pelo fato de sua velocidade de contração rápida estar combinada com uma capacidade moderadamente bem desenvolvida para a transferência de energia tanto aeróbia como anaeróbia (metabolicamente oxidativo-glicolíticas); fibra tipo IIb, que possui o maior potencial anaeróbio e constitui a "verdadeira" fibra rápida-glicolítica. A fibra do tipo IIc é considerada fibra indiferenciada e polinervada, que pode participar na reinervação ou na transformação das unidades motoras. Elas expressam ambos os tipos de metabolismo das fibras dos tipos I e II. As fibras de contração lenta apresentam baixo limiar de recrutamento das unidades motoras e alta frequência de disparo e são mais resistentes à fadiga, pois apresentam alta eficiência energética e são bem apropriadas para o exercício aeróbio prolongado. A relação entre frequência de despolarização/produção de força dessas fibras é baixa. Durante exercícios que exigem contração rápida e vigorosa, como nas atividades

explosivas e de alta intensidade, são ativadas as fibras de contração rápida. Essas fibras apresentam unidades motoras de alto limiar de recrutamento e baixa frequência de despolarização, o que pode precocemente causar fadiga muscular e diminuir sua contribuição para a produção da força. A velocidade intrínseca de contração e de elaboração de tensão das fibras de contração rápida é duas a três vezes maior do que a de contração lenta. Assim, nas atividades da vida diária, as unidades motoras de alto limiar de recrutamento são ativadas em menor frequência de disparo do que as unidades de baixo limiar, minimizando então a fadiga (BURKE, 1981; ERIM et al., 1996).

Várias técnicas de quantificação eletromiográfica vêm sendo utilizadas na tentativa de melhor elucidar a relação entre força e frequência de disparo, como função do limiar de recrutamento. BASMAJIAN & DE LUCA (1985) referem que a amplitude do sinal eletromiográfico aumenta como uma função quadrática (raiz quadrada) da força exercida pelo músculo, quando unidades motoras são ativadas independentemente. Segundo BURKE (1981), BASMAJIAN & DE LUCA (1985), RODRIGUEZ et al. (1993), BANDY & HANTEN (1993) e ERIM et al. (1996), a correlação entre a frequência de disparo e a produção de força é significativa. Esses autores utilizam para a quantificação eletromiográfica a raiz quadrada da média (RMS) dos sinais registrados; este método tem a vantagem de fornecer mais informações do que outros (número de unidades motoras recrutadas; frequência de disparo das

unidades motoras; estado do potencial de ação das unidades motoras; correlação cruzada de descarga das unidades motoras). A amplitude média no tempo é utilizada para o reconhecimento do padrão de resposta da atividade eletromiográfica, durante um intervalo de contração isométrica, em relação à força exercida pelo músculo observado.

BIGLAND-RICHIE, KUKULKA & WOODS (1980) observaram uma relação linear entre o sinal EMG (alisado e retificado) e a força muscular durante contrações voluntárias isométricas no homem. Por outro lado, MORITANI & DeVRIES (1978) referem existir controvérsia quanto à linearidade ou não entre força e EMG, possivelmente resultante de diferenças entre as técnicas de obtenção e de processamento de sinais utilizados nos respectivos estudos. Entretanto, outra possibilidade é aquela que reflete as diferentes configurações anatômicas e as propriedades fisiológicas dos vários músculos estudados.

JOHNSON et al. (1973) e POLGAR et al. (1973) referem que as fibras musculares, classificadas com base em suas características metabólica e eletrofisiológica, diferem nos músculos humanos adultos, dentro de um mesmo músculo, entre músculos diferentes de um mesmo indivíduo e entre os mesmos músculos de indivíduo para indivíduo. FIELDS, BEMBEM & MAYHEW (1997) referem que as relações de força/potência são semelhantes entre indivíduos afro-americanos e cálcaso-americanos, de tal forma que parece que a herança racial não age como um fator potencial de diferenças, quando se avalia o

desempenho neuromuscular. Porém, medidas de força muscular e de potência dos membros inferiores, quando comparadas aos membros superiores, indicam haver relações mais fortes entre a localização dos grupos musculares, em vez da etnicidade racial, como fator determinante que pode interferir na produção de força neuromuscular. Esta informação é importante quando se tenta obter uma caracterização funcional neuromuscular relativa às habilidades específicas para fins profissionais ou para desempenho desportivo. Nestas condições fica marcante o princípio da especificidade funcional do grupo neuromuscular considerado.

No que concerne à variabilidade dos tipos de fibras musculares, POLGAR et al. (1973) referem que o bíceps femoral apresenta mais fibras do tipo I (66,9%), ou seja, de contração lenta, do que o reto femoral (42,8%), o que lhe propicia maior resistência à fadiga durante a realização de exercício isométrico máximo.

Esses dois músculos são biarticulares, com funções de extensão do quadril e flexão do joelho (bíceps femoral) e flexão do quadril e extensão do joelho (reto femoral). Na posição sentada, a articulação do quadril encontra-se fletida, estando a cabeça longa do bíceps femoral estendida e o reto femoral encurtado. A capacidade máxima de trabalho desses músculos modifica-se em função do ângulo articular. FELDER (1978) e HENNEMAN & MENDELL (1981) referem que, na posição sentada, a relação comprimento/tensão dos grupos musculares

quadríceps (na extensão) e isquiotibiais (flexão do joelho) aumenta a força de contração destes músculos. Na posição sentada, os isquiotibiais estão alongados no quadril e a magnitude das forças de flexão aumenta, pois o comprimento dos sarcômeros influencia diretamente a capacidade de as fibras musculares desenvolverem força máxima (CUTTS, 1989). Nos ângulos de 45° a 50° de flexão do joelho, evidencia-se o maior torque (maior produção de força) dos isquiotibiais. Por outro lado, os dados experimentais de YASUDA & SASAKI (1987), utilizando-se um modelo bidimensional a partir de imagens radiográficas de contrações isométricas máximas do quadríceps e dos isquiotibiais, variando o ângulo de flexão do joelho de 15 em 15 graus, constituem-se em importantes subsídios no sentido de esclarecer vários aspectos contraditórios documentados na literatura. Assim, estes autores observaram que, no ângulo de 60°, o quadríceps atingia a sua máxima força externa de 33,6 kg, enquanto a força de tensão máxima era de 235,2 kg. Já os isquiotibiais atingiram a maior força externa no ângulo de 5° (11,1 kg) e maior força de tensão de 145,2 kg. Entretanto, no ângulo de 90° a força externa máxima do quadríceps foi quatro vezes superior à dos isquiotibiais (quadríceps 28,2 e isquiotibiais 7,1 kg) e a força de tensão máxima do bíceps femoral foi quase quatro vezes superior à força de tensão máxima do quadríceps (isquiotibiais 82,2 kg e quadríceps 22,84 kg).

NG et al. (1994) verificaram que os sinais EMG apresentavam maiores amplitudes aos esforços de 50% da CVM, em

relação aos esforços de 30% da CVM de extensão do joelho, posicionado nos ângulos de 40° e 90°. No entanto, no ângulo de 60° os referidos autores não observaram diferença estatisticamente significativa. Ressalta-se, porém, que em cada nível de esforço (30% ou 50% da CVM), nos três ângulos estudados, os resultados de amplitude dos sinais EMG em RMS foram semelhantes. Já WILLIAMS (1991) observou, para um mesmo nível de esforço (70% de CVM) de preensão da mão e de extensão do joelho, na posição sentada, com ângulo de 30° de flexão do quadril e 105° de flexão do joelho, que a amplitude dos sinais EMG, valores expressos em RMS, aumentava em função do tempo do esforço. Em contrapartida, a 100% da CVM ocorria uma diminuição da amplitude dos sinais EMG em função do tempo, nas duas condições estudadas. Além destes achados, os resultados do registro EMG mostraram nos dois níveis de esforço uma diferença significativa entre os valores expressos em RMS para os músculos quadríceps e flexores do braço.

1.3 OBJETIVO

O presente trabalho tem por objetivo verificar a influência do exercício isométrico máximo, de diferentes grupos e quantidade de massa muscular, na magnitude das respostas da frequência cardíaca e eletromiográficas no homem.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 VOLUNTÁRIOS ESTUDADOS

Foram estudados, nesta investigação, 14 (quatorze) voluntários, considerados normais, do sexo masculino, com idades compreendidas entre 19 e 23 anos (mediana 21,5), não fumantes (exceto um) e a maioria com padrão ativo de vida. Eles participavam de esporte coletivo, duas vezes por semana, com predominância de exercício dinâmico. Esses voluntários foram esclarecidos quanto ao procedimento experimental, e ao seu caráter não invasivo, bem como ao fato deste não afetar a sua saúde. Todos os participantes assinaram o termo de consentimento formal (apêndice 2), de acordo com as normas do Conselho Nacional de Saúde, aprovado pela Comissão de Ética da UNICAMP (apêndice 1). Os voluntários passaram pelas seguintes avaliações, a saber: anamnese, medidas da composição corporal por meio do método de bio-impedância (CHUMLEA & BAUMGARTNER, 1990), exame físico e postural (fichas de avaliações no apêndice 3) e eletrocardiograma (ECG) convencional de 12 derivações nas condições de repouso em posição supina, e em MC5 (D I), DII e V₂ modificado, nas posições deitada e sentada. Como critério de inclusão dos voluntários no estudo, exigia-se ECG em repouso normal em todas as derivações convencionais. Na análise dessas avaliações não foram evidenciadas quaisquer anormalidades do sistema cardiovascular, muscular ou osteoarticular, bem como de qualquer outro sistema.

Nenhum dos voluntários estava tomando qualquer tipo de medicação. As características antropométricas e os dados da avaliação encontram-se expressos nas tabelas I e II, no apêndice 4.

2.2 PLANEJAMENTO GERAL DA INVESTIGAÇÃO

2.2.1 PROTOCOLO DO TESTE DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO MÁXIMO (TEIM).

Para se verificar a influência da atividade muscular de grupos musculares extensores e flexores dos joelhos sobre os processos de ajuste autonômico do coração no controle da resposta da frequência cardíaca, padronizou-se um protocolo de teste de exercício isométrico máximo (TEIM).

Esse protocolo constou de três testes de exercício isométrico máximo (TEIMs) de extensão e três outros de flexão dos joelhos, a 100% da contração voluntária máxima (CVM) durante 10 segundos, interpondo-se intervalos de 10 minutos de repouso entre um teste e outro, para que a FC retornasse aos valores basais (ou próximos a ele) pré-teste. Os TEIMs de extensão e de flexão foram realizados nos joelhos direito e esquerdo isoladamente e simultaneamente (aleatoriamente), com os voluntários na posição sentada, mantendo-se as articulações dos joelhos flexionadas a 90° em relação a articulação do quadril, e a articulação do quadril flexionada a 90° em relação ao tronco.

Os TEIMs foram realizados a partir de resistência mecânica aplicada à 2 cm acima dos maléolos, com os membros dos voluntários fixados à mesa experimental.

2.3 EQUIPAMENTOS E MATERIAIS

2.3.1 MESA DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO DE MEMBROS INFERIORES.

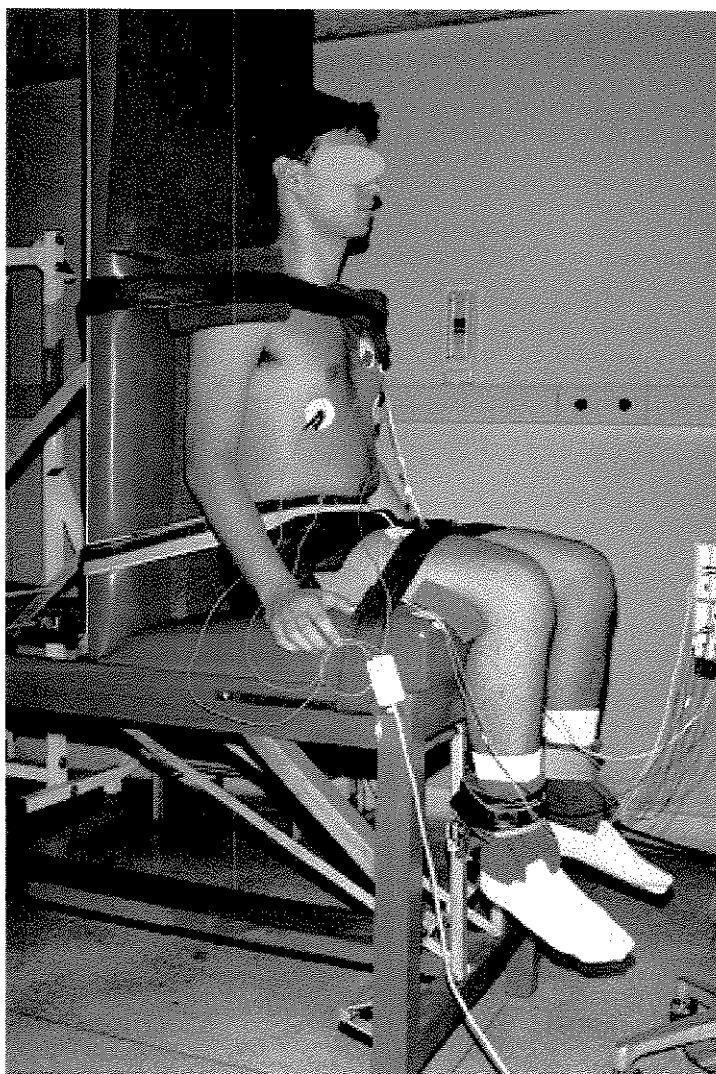


Figura 1: Mesa e montagem experimental.

Utilizou-se uma mesa construída especificamente para o uso dos testes de esforços isométricos de membros inferiores, a qual dispõe de dispositivos reguláveis para variações dos ângulos de flexão das

articulações dos joelhos e do quadril (MONTEIRO PEDRO, 1995). Os dispositivos fixadores das pernas são ajustáveis de acordo com o comprimento das mesmas (hastes metálicas, suporte almofadado e faixas adesivas). O encosto do tronco é regulável por meio de uma haste metálica e dispõe de duas faixas de fixação, sendo a primeira para a fixação do tronco ao nível dos ombros e a segunda para a fixação da cintura pélvica. O assento da mesa é em forma de cunha, de modo que proporcione um ângulo de 90° na articulação do joelho. Uma faixa também fixa a coxa. Utilizaram-se almofadas de espuma em forma de cunha interposta entre a coluna vertebral e o encosto da mesa, no caso de o comprimento da coxa do voluntário ser menor do que o comprimento do assento. Esta montagem permitiu que o voluntário ficasse bem posicionado e confortável. Da mesma forma, utilizou-se suporte de espuma, interposto entre a cabeça do voluntário e o encosto da mesa, evitando-se assim o deslocamento da cabeça e a conseqüente interferência na captação dos sinais de ECG e de EMG durante a realização dos TEIMs pelos participantes (figura 1).

2.3.2 ELETROCARDIOGRAFIA

Utilizou-se um monitor cardíaco de 1 canal (TC – 500, ECAFIX) para a obtenção das respostas da FC (figura 2 - A). Esta foi obtida a partir dos sinais do ECG convencional, captados por intermédio de um conversor analógico digital Lab-PC+ (National Instruments, Co.),

que se constitui numa “interface” entre o monitor cardíaco e o microcomputador PC-AT 486 DX-4, 100 MHz. A partir da “interface”, o sinal analógico do ECG é convertido em valores binários para o acesso no microcomputador, por meio de um programa de processamento dos sinais digitalizados (SILVA et al., 1994). A partir do ECG, os intervalos R-R são calculados pelo programa, fornecendo os valores de FC em batimentos por minuto, sendo amostrados em tempo real (visualização gráfica, figura 3) e armazenados em disco, permitindo assim a manipulação dos arquivos para análises e impressão de relatórios. Registraram-se os sinais de ECG a partir de eletrodos de carbono ativado, auto-adesivos e descartáveis. A fim de se obter uma maior diferença entre o pico da onda R e o da onda T nos registros eletrocardiográficos, os eletrodos foram colocados na seguinte configuração: o pólo negativo foi posicionado no manúbrio esternal, o positivo na região do 6º espaço intercostal, na linha hemiclavicular esquerda e o terra ao nível do 5º espaço intercostal direito.

Durante cada TEIM, registrou-se a FC durante 65 s em repouso, 10 s em exercício isométrico e 285 s no período de recuperação.

2.3.3 ELETROMIOGRAFIA

Os sinais eletromiográficos (EMG) foram captados a partir de um eletromiógrafo computadorizado de oito canais VIKING II (NICOLET BIOMEDICAL INSTRUMENTS), composto por um conversor analógico digital, um amplificador, um monitor de vídeo e uma impressora

jato de tinta interfaceados a um microcomputador PC-AT-286 (figura 2 - B).

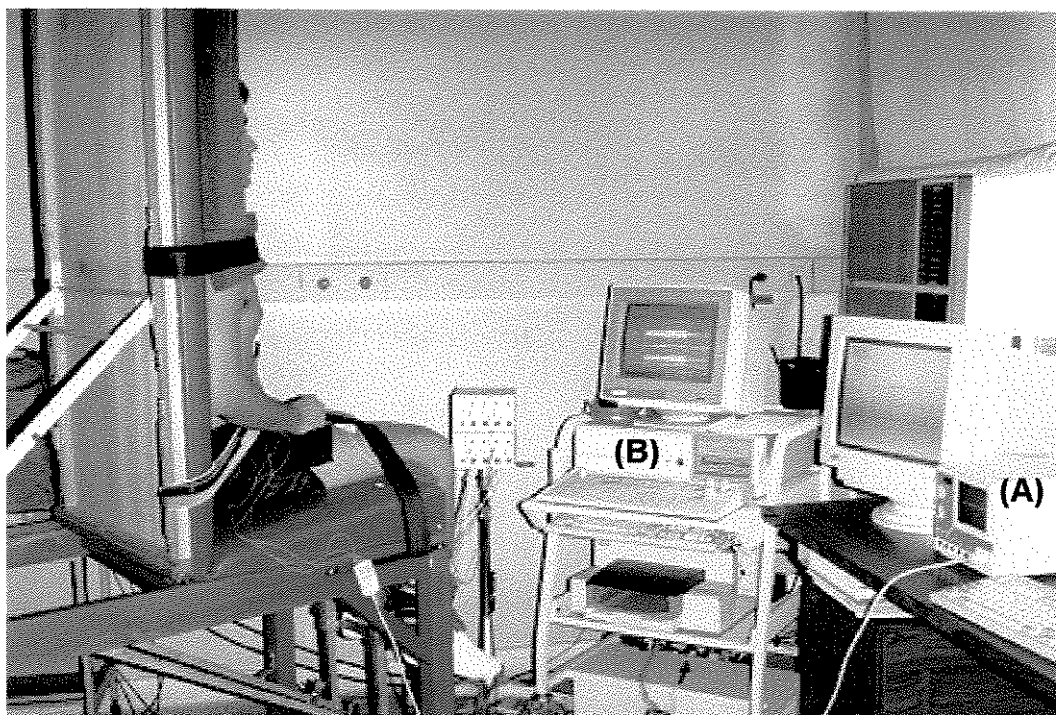


Figura 2: Equipamentos e montagem experimental.

Utilizou-se para a aquisição dos dados eletromiográficos o modo "Multi-Mode Program" (MMP), o qual permite a captação dos sinais da atividade eletromiográfica em até oito canais concomitantemente. Os canais utilizados foram os 1, 3, 5, 7 e 8. A frequência de amostragem do conversor analógico digital foi de 250 Hz. A filtragem utilizada foi de 10 Hz para as baixas frequências e 10 kHz para as altas frequências. A sensibilidade da amplitude do sinal foi de 500 μV para os canais 1, 3, 5 e 7, e de 1 mV para o canal 8. A velocidade de deslocamento do feixe foi de 1 s/divisão, sendo que cada tela amostrava 20 s. Para que o voluntário visualizasse o início e o final do tempo, no qual deveria manter a CVM, a

tela do monitor do eletromiógrafo foi demarcada por dois traços verticais, correspondendo o primeiro traço a 5 s e o segundo a 15 s (figuras 4 e 5)

Utilizaram-se minieletrodos de superfície de prata/cloreto de prata, bipolares, do tipo BECKMAN, os quais foram preparados com pasta condutora e fixados na pele, à qual foi submetida previamente à tricotomia e limpeza com álcool. Os eletrodos foram fixados com fita adesiva, a uma distância de 2 cm entre os seus centros, num arranjo bipolar no ventre muscular e longitudinalmente em relação às fibras musculares dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, conforme técnica descrita por BASMAJIAN & DE LUCA (1985). O eletrodo terra foi acoplado no pulso do braço esquerdo do voluntário.

Os eletrodos para o músculo reto femoral direito e esquerdo foram colocados na metade da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e o centro da borda superior da patela. Para o músculo bíceps femoral direito e esquerdo, os eletrodos foram colocados 15 cm acima da linha poplítea lateral (SODERBERG & COOK, 1984).

Para a captação dos sinais eletromiográficos da atividade dos músculos reto e bíceps femoral das coxas direita e esquerda, os eletrodos foram conectados, respectivamente, aos seguintes canais do eletromiógrafo: canal 1 - reto femoral direito; canal 3 - bíceps femoral direito; canal 5 - reto femoral esquerdo; canal 7 - bíceps femoral esquerdo; e no canal 8 foram conectados os cabos do ECG; e o eletrodo terra. Com a finalidade de verificar se não havia ruído ou interferência no

sinal da EMG, realizaram esforços isométricos de curta duração, de acordo com o protocolo do TEIM; quando presentes, estes foram eliminados através de procedimentos rotineiros (troca de eletrodos, diminuição da resistência da pele).

Registrou-se a atividade mioelétrica dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo e do músculo cardíaco aos TEIMs durante 5 s antes, nos 10 s de exercício e 5 s após.

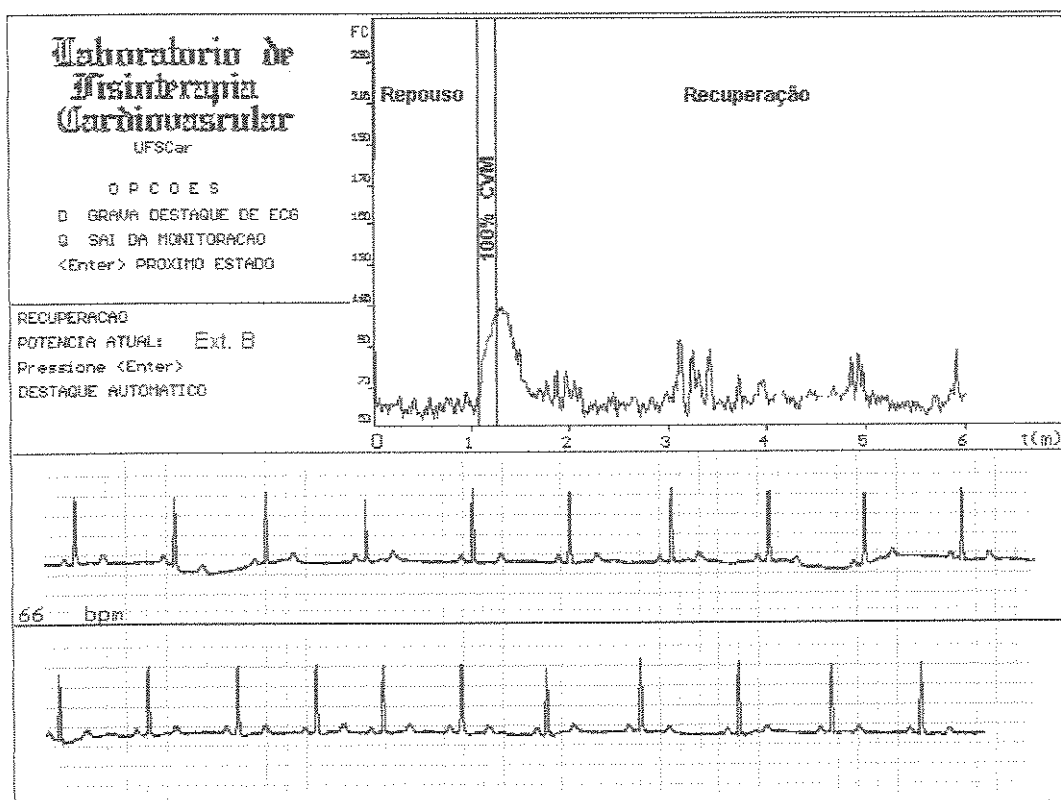


Figura 3: Registro do eletrocardiograma e da frequência cardíaca durante 65 s de repouso, 10 s de exercício isométrico de extensão bilateral a 100 % da CVM e em recuperação. Dados obtidos de um dos voluntários estudados (MAC).

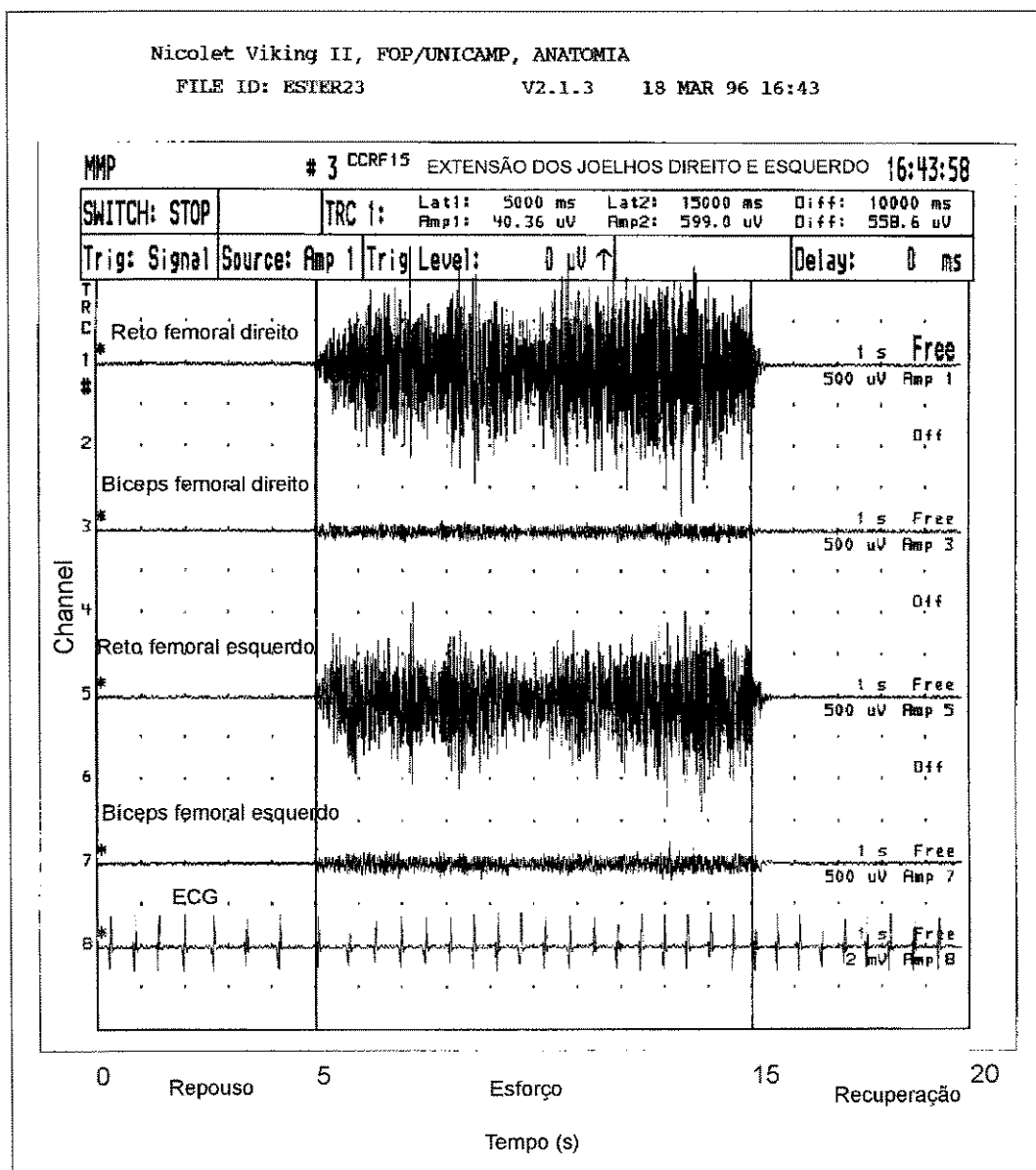


Figura 4: Registros eletromiográficos dos músculos: reto femoral direito e esquerdo, bíceps femoral direito e esquerdo e do eletrocardiograma ao TEIM de extensão de ambos os joelhos, durante 5 s de repouso, 10 s de exercício isométrico e 5 s de recuperação. Dados obtidos de um dos voluntários estudados (CCRF).

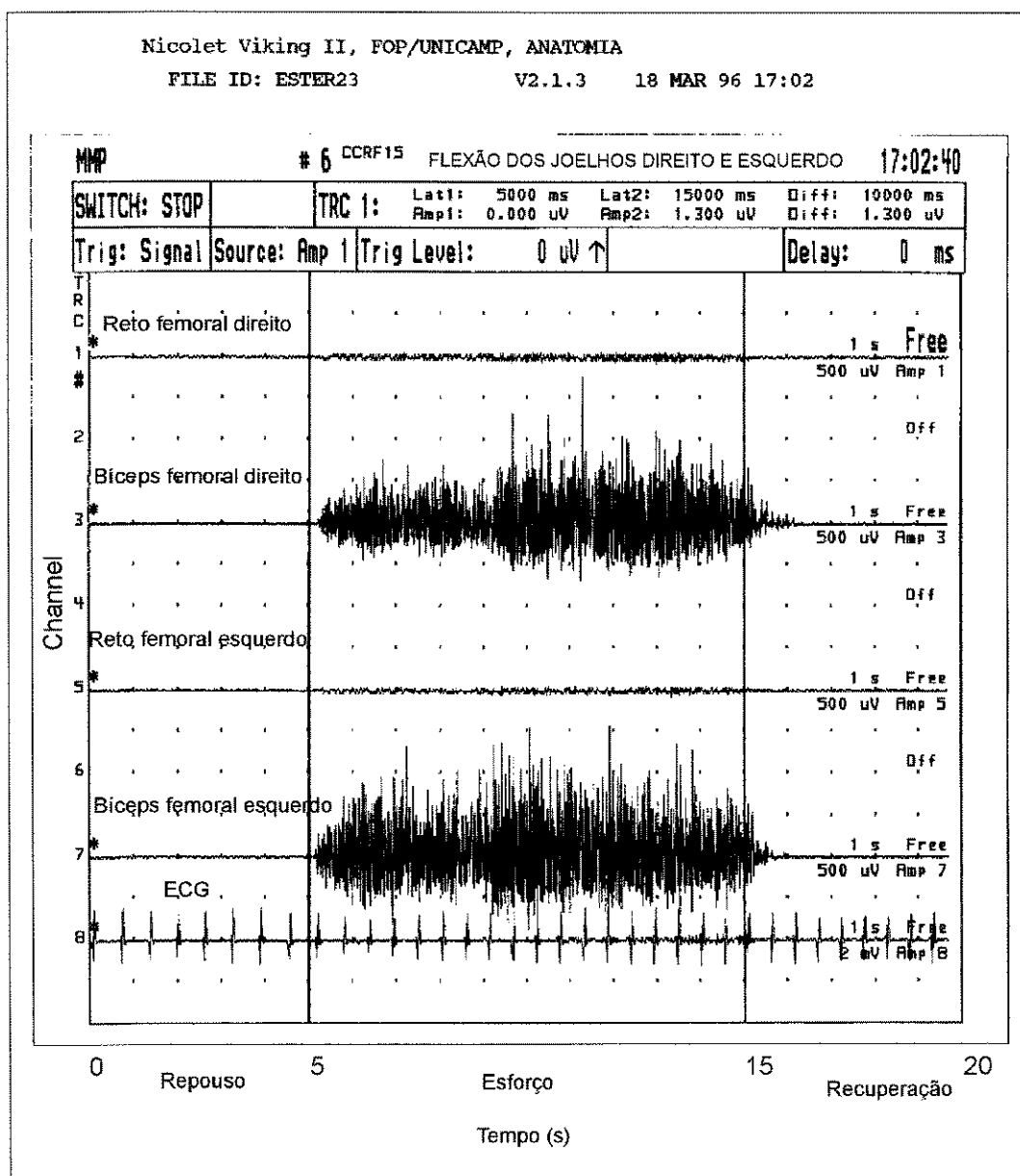


Figura 5: Registros eletromiográficos dos músculos: reto femoral direito e esquerdo, bíceps femoral direito e esquerdo e do eletrocardiograma ao TEIM de flexão de ambos os joelhos durante 5 s de repouso, 10 s de exercício isométrico e 5 s de recuperação. Dados obtidos de um dos voluntários estudados (CCRF).

2.4 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

O experimento foi conduzido por duas pessoas, as quais desempenharam as tarefas, a saber:

- 1) Uma, realizou a calibração e o ajuste do programa de aquisição dos sinais do eletromiógrafo para a monitorização da EMG, a entrada dos dados do voluntário, bem como a orientação e controle do voluntário, durante a realização do teste;
- 2) uma outra, realizou a calibração do monitor cardíaco para a monitorização do ECG, e, no microcomputador, a entrada dos dados do voluntário, bem como o ajuste do programa para a aquisição da FC instantânea em tempo real.

A preparação dos equipamentos, dos materiais e a organização da sala sempre foram realizadas antes da chegada de cada participante.

A temperatura ambiente do laboratório foi mantida entre 22 e 25 graus Celsius ($23,3 \pm 1,2$ °C) e a umidade relativa do ar variou entre 41 e 60% ($48,3 \pm 7,1$ %). Manteve-se a porta do laboratório fechada ao longo de todo o experimento, para evitar interferências externas nos resultados, observando-se também o máximo de silêncio durante os testes (falava-se somente o mínimo necessário para a condução do experimento).

Com o intuito de reduzir a ansiedade e a expectativa por parte dos voluntários, eles foram submetidos a um teste simplificado

anterior à realização da sessão experimental propriamente dita, para a familiarização com o pessoal técnico, com os equipamentos e os protocolos utilizados. Observaram-se também as condições dos voluntários com relação à saúde, se dormiram normalmente e se não fizeram exercícios, ingestão de bebida alcoólica na véspera dos testes, bem como a disponibilidade de tempo do voluntário para permanecer na avaliação por período suficiente para não causar constrangimentos ou ansiedade no mesmo.

Os experimentos foram sempre realizados no mesmo horário, a fim de se levar em consideração influências do ritmo circadiano e, se em período pós-prandial, observou-se um intervalo de 2 a 3 horas após uma refeição leve.

Antes do início do teste de exercício isométrico (TEIM), mantiveram-se os voluntários em repouso na posição deitada por um período de 15 minutos, nos quais tanto a FC como a pressão arterial (PA) foram verificadas para se avaliar se os valores basais estavam dentro de intervalos satisfatórios. Registrou-se a FC continuamente em repouso durante 6 min nas posições supina e, a seguir, na posição sentada.

Durante os testes os voluntários foram instruídos para manterem-se atentos ao início e o final de cada TEIM, por meio de comandos verbais, tais como: "**atenção, já!**" e "**pronto, relaxa**", além de indicadores visuais por meio de marcas na tela do monitor, delimitadoras do início e fim do esforço. Durante todo o período da CVM, encorajou-se

verbalmente o voluntário para manter a contração constante por meio de expressões “*força*”, “*isso*”, “*mantenha*”, “*muito bem*”. Para evitar a realização involuntária da manobra de Valsalva, os voluntários foram orientados a manter a respiração normal, inspirando pelo nariz e expirando pela boca.

2.5 MÉTODOS DE ANÁLISE

A figura 6 ilustra a composição gráfica dos dados brutos do registro da EMG, assim como da resposta da FC (batimento a batimento), obtidos eletronicamente e simultaneamente ao TEIM de extensão do joelho direito. Partindo desses dados, procedeu-se a análise.

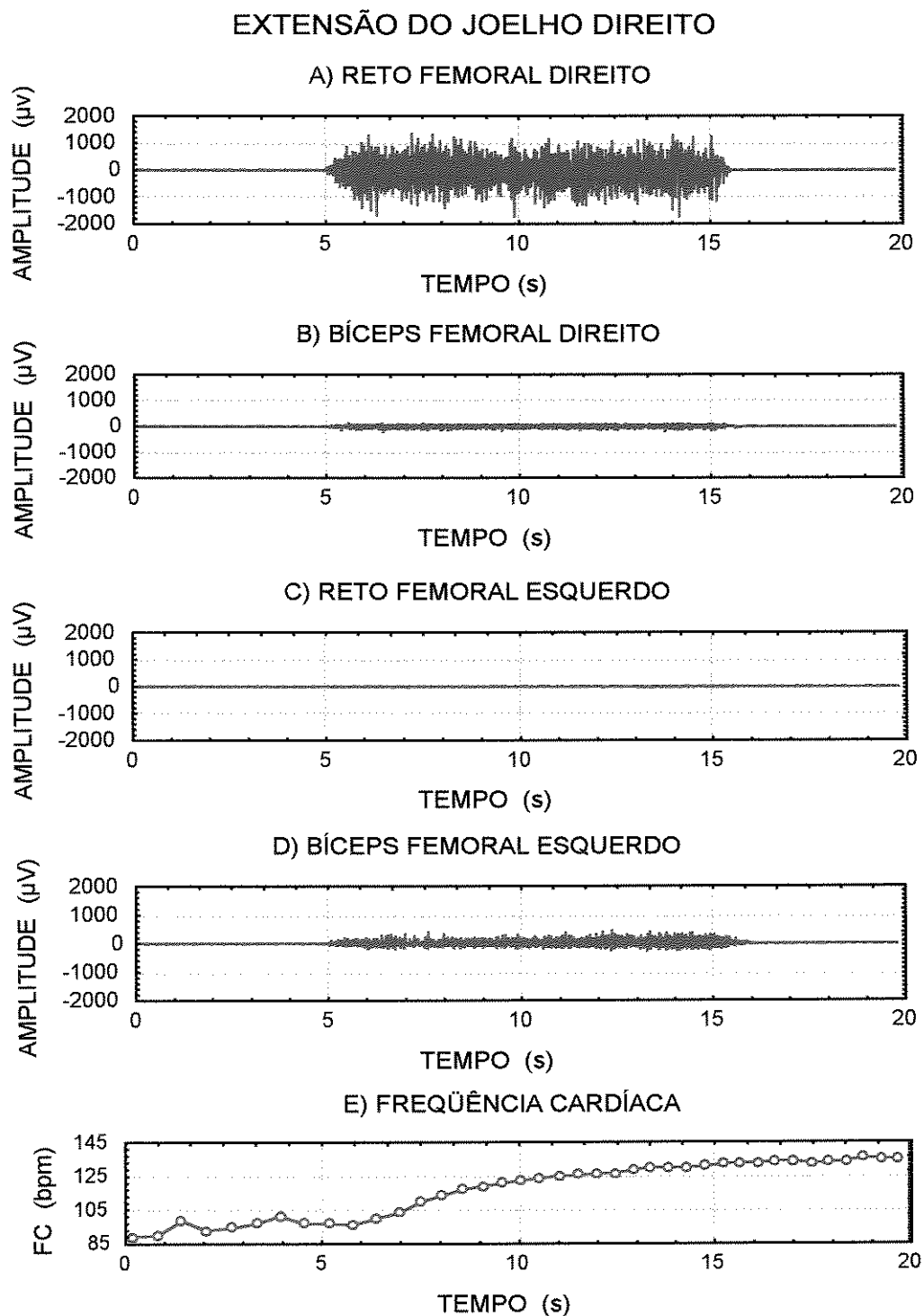


Figura 6: Registros da atividade EMG (μV) dos músculos reto e bíceps femoral: A) reto direito; B) bíceps direito; C) reto esquerdo; D) bíceps esquerdo; E) Frequência Cardíaca (bpm). Dados obtidos de um dos voluntários estudados (HC).

2.5.1 ELETROMIOGRAFIA

Na análise dos dados eletromiográficos dos músculos estudados, utilizou-se um aplicativo de manipulação e análise de sinais (SisDin 2 - Lynx, 1993).

Procedeu-se a análise de cada uma das séries temporais, em trechos de tamanho fixo, no intervalo de 10 s de esforço, sendo do 5^o ao 15^o s do registro EMG de cada canal. Obtiveram-se dessa análise os valores de raiz quadrada da média (RMS) das amplitudes dos sinais eletromiográficos, em microvolts (μV). Os valores de RMS obtidos de cada músculo estudado foram tabelados em: 1) valores absolutos de cada músculo estudado; 2) soma dos valores absolutos da RMS dos dois músculos (reto e bíceps femoral) de cada perna; e 3) soma da RMS dos quatro músculos (reto e bíceps femoral direito e esquerdo).

2.5.2 FREQUÊNCIA CARDÍACA

A partir dos dados de FC, obtidos em tempo real, e usando o sistema computacional integrado (SILVA et al., 1994), foram calculados os valores numéricos derivados da FC (FC média em repouso; FC aos 10 s de exercício isométrico; FC média e ΔFC no intervalo de 0 a 10 s durante o esforço) para cada um dos voluntários estudados em todos os TEIMs.

Utilizando-se o aplicativo “STATISTICA for Windows, Release 5.1. StatSoft, Inc. 1994-1996”, foram determinados os valores das seguintes variáveis (ver figura 7):

- FC média de repouso, \overline{FC}_{rep} , em bpm, durante o intervalo de repouso inicial, de 0 até 65 s;
- variação da FC, ΔFC , em bpm, no intervalo de 0 s a 10 s durante a CVM:

$$\Delta FC = FC_{pico} - \overline{FC}_{rep}, \quad (\text{Eq.1})$$

onde:

FC_{pico} é o valor da FC obtida no instante $t = 10$ s durante a CVM;

$$\overline{FC}_{CVM} = \frac{\left[\int_{t_0=0}^{t_1=10s} f(t) dt \right] - (t_1 - t_0) \overline{FC}_{rep}}{t_1 - t_0} \cdot 60 \quad (\text{Eq.2})$$

onde:

$f(t) = FC$, frequência cardíaca, batimento a batimento, durante a execução do TEIM;

FC média de esforço, \overline{FC}_{CVM} , no intervalo de 0 s a 10 s durante CVM: $t_0 = 0$ s e $t_1 = 10$ s do intervalo de CVM;

$S = \int_{t_0=0}^{t_1=10s} f(t)dt$ é o valor da área total, no intervalo de 0 s a 10 s

durante CVM, determinada numericamente (figura 7);

$S1 = (t_1 - t_0)\overline{FC}_{rep}$ é o valor da área \overline{FC}_{rep} , no intervalo $[t_0, t_1]$;

$S2 = \frac{1}{60} \left[\left(\int_{t_0=0}^{t_1=10s} f(t)dt \right) - (t_1 - t_0)\overline{FC}_{rep} \right]$ é a quantidade de

batimentos cardíacos no intervalo de 0s a 10s durante CVM;

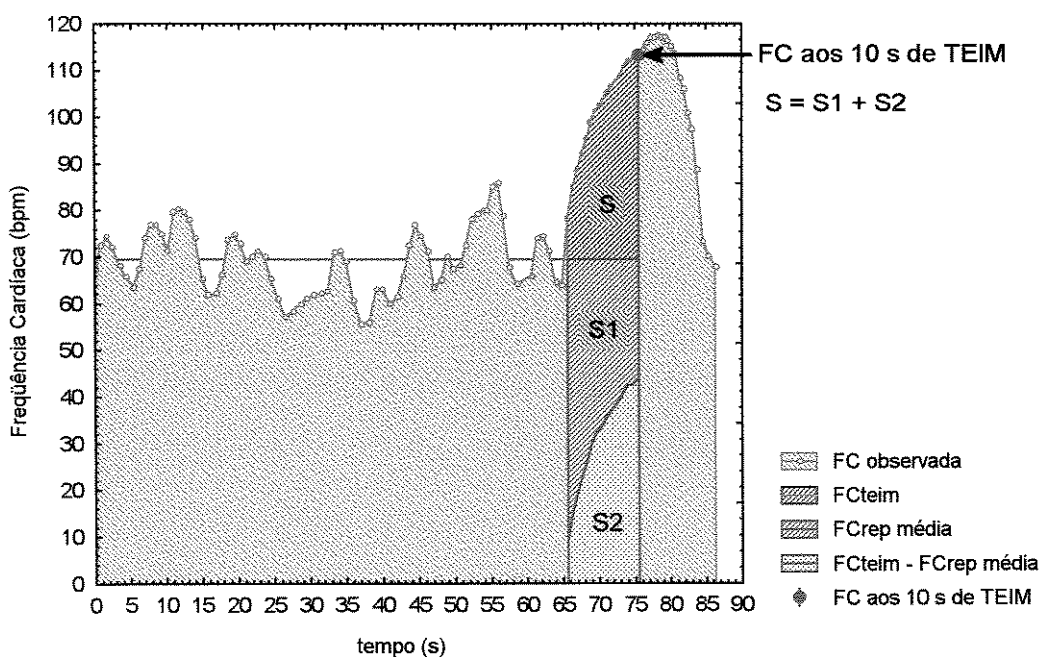


Figura 7: Procedimento para a obtenção dos dados da resposta da FC média durante 65 s de repouso; FC média durante os 10 s de CVM e da variação da FC no intervalo de 0 a 10 s de CVM de um dos experimentos de TEIM.

2.6 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Procedeu-se a uma avaliação quanto aos tipos de distribuição das variáveis estudadas, EMG e FC, para se escolher que tipo de teste estatístico seria empregado (paramétrico ou não paramétrico). A figura 8 ilustra o procedimento utilizado apresentando os histogramas, gráficos de probabilidade normal e “box-plot”. A análise de distribuição dos dados mostrou que os mesmos não possuem distribuição normal. Portanto, foram utilizados testes estatísticos não paramétricos.

A análise descritiva dos dados de FC e de RMS nos seis TEIMs foi apresentada graficamente, contendo os valores de mediana, 1º e 3º quartis, máximos e mínimos.

Foram aplicados os seguintes procedimentos estatísticos:

- Teste de FRIEDMAN para medidas repetidas (χ^2), seguido de técnicas de comparações múltiplas, utilizando análogo à regra de Bonferroni (NETER, WASSERMAN & KUTNER, 1990);
- Teste de WILCOXON para dados emparelhados (SIEGEL, 1956);
- Coeficiente de correlação de SPEARMAN (r_s): utilizado para medir a associação entre as variáveis FC vs. RMS (SIEGEL, 1956).
- O nível de significância estabelecido para todos os procedimentos estatísticos foi $\alpha= 0,05$.

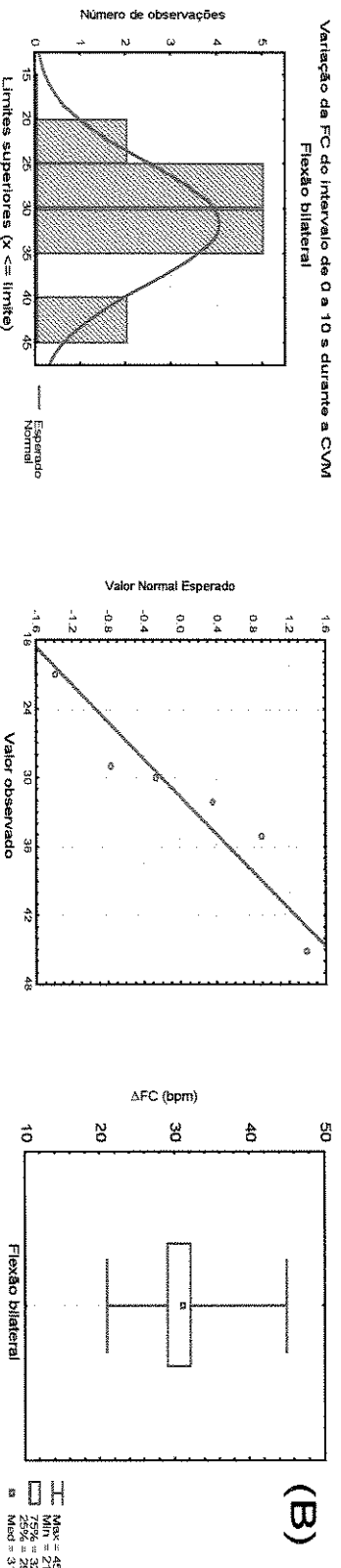
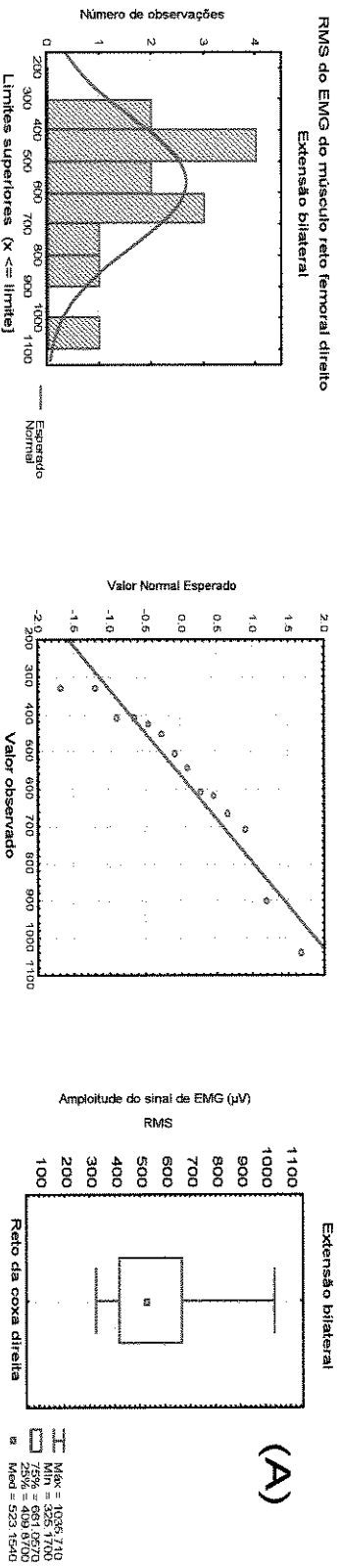


Figura 8: Análise estatística descritiva dos dados quanto à forma de distribuição. Em (A) estão representados os dados de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (µV) do músculo reto femoral direito obtidos ao TEIM de extensão bilateral; em (B) estão representados os dados da variação da FC (ΔFC em bpm) obtidos durante o TEIM de flexão bilateral.

3 RESULTADOS

3.1 VOLUNTÁRIOS ESTUDADOS

As características antropométricas, a idade e a composição corporal estão representadas na Tabela I (apêndice 4). Os valores das variáveis cardiovasculares (pressão arterial sistólica e diastólica, frequência cardíaca), nível de atividade física, hábitos em relação ao cigarro e bebida alcoólica, dominância e perna de apoio dos voluntários (N = 14) estão expostos na Tabela II (apêndice 4). Os dados estão expressos em, média, mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3), valores máximos e mínimos. No presente texto os valores de tendência central referidos corresponderão sempre à mediana.

A idade dos voluntários estudados foi de 21,5 e os valores de altura e do comprimento dos membros inferiores foram de 181 e 98 centímetros, respectivamente.

Os valores do peso corporal e da composição corporal determinada pelo método de impedância elétrica foram: peso = 83,1 kg; tecido adiposo = 14,8 kg, correspondendo a 17,5% do peso corporal; tecido magro = 68,3 kg; água corporal = 48,1 litros; e o percentual de água do tecido magro = 69,8 % litros.

Nos voluntários que participaram desta investigação não foram detectadas alterações indicativas de quaisquer doenças, particularmente as cardiocirculatórias. Os valores da pressão arterial

sistólica e diastólica foram 116 e 74 mmHg, respectivamente, e da frequência cardíaca, de 67 bpm.

O nível de atividade física dos voluntários era de natureza recreacional ou de lazer e variável em relação ao tipo (futebol, natação, ciclismo, basquete e vôlei); e a duração em torno de 3 horas semanais.

Em relação ao tabagismo, somente um dos voluntários era fumante (6 cigarros diários); por outro lado, a maioria deles fazia uso de bebida alcóolica (18 ml/dia).

O lado de dominância em 13 voluntários era o direito e em um deles era bilateral. A perna de apoio era a esquerda em 7 voluntários e a direita em 7 outros.

3.2 FREQUÊNCIA CARDÍACA

Os valores da FC em repouso antes e durante os TEIMs de extensão e de flexão dos joelhos, direito, esquerdo e de ambos simultaneamente, estão apresentados nas Tabelas IV a VII (apêndice 4) e representados graficamente na figura 10, em mediana, valores máximo e mínimo, e em “box-plot” nas figuras de 11 a 13, em mediana, valores máximo, mínimo, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3), com os respectivos valores de (p) dos testes de FRIEDMAN e de WILCOXON.

A figura 9 ilustra o comportamento das respostas das FCs registradas batimento a batimento, em tempo real, durante 65 s em repouso, 10 s de CVM e 105 s em recuperação, obtidas de todos os voluntários estudados no TEIM de extensão do joelho direito.

Observa-se que o padrão de resposta da frequência cardíaca ao TEIM apresenta um padrão semelhante em todos os voluntários estudados. A taquicardia inicial ao exercício isométrico apresenta elevação rápida e, após o término do mesmo, continua elevando-se por mais alguns segundos; ocorre, a partir daí, um decréscimo rápido entre 20 e 25 segundos, em direção aos valores basais.

Verifica-se na figura 10, que houve um acréscimo significativo ($p < 0,05$) dos valores da frequência cardíaca observados nos voluntários, aos 10 s da execução de cada um dos TEIMs de extensão e

flexão dos joelhos, em relação à condição de repouso sentada, durante 65 segundos.

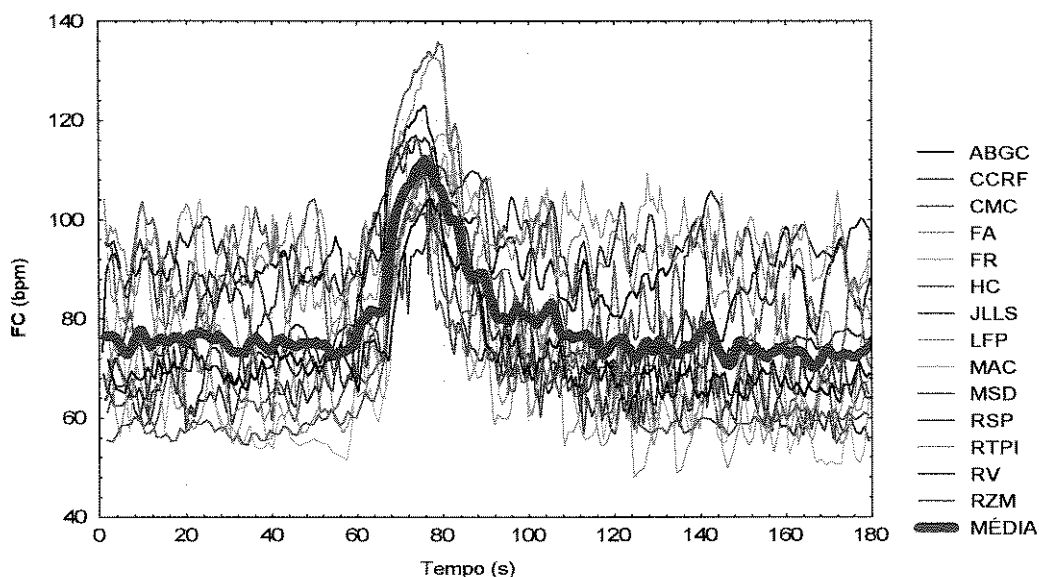


Figura 9: Resposta da FC registrada batimento a batimento, em tempo real, e a média dos dados obtidos durante 65 s de repouso, 10 s de exercício isométrico máximo de extensão do joelho direito e durante a recuperação dos 14 voluntários estudados.

Analisando-se a frequência cardíaca de repouso antes de cada um dos testes executados (Figura 11), em relação à obtida antes do 1º TEIM (de extensão do joelho direito), observa-se que os valores (medianas) da FC entre as três condições de TEIM de extensão dos joelhos não foram estatisticamente significantes ($p > 0,05$). Por outro lado, entre a FC obtida em repouso, antes do TEIM de extensão do joelho direito e os valores antes dos três TEIMs de flexão, observa-se uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Quanto a variabilidade

dos dados (distância entre o 1º e 3º quartil), verifica-se que esta foi similar nas seis condições de TEIM.

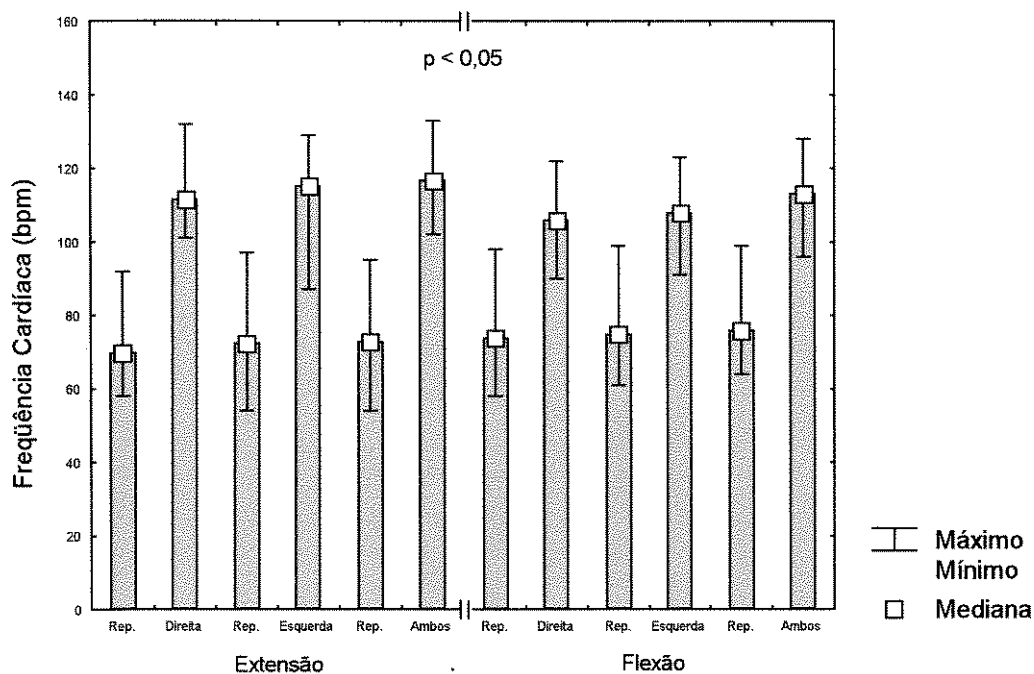


Figura 10: Valores de frequência cardíaca média em batimentos por minuto (FC (bpm)), observados nos voluntários (N = 14) durante 65 s em repouso, antes de cada teste, e no final de 10 s de cada TEIM de extensão e flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente).

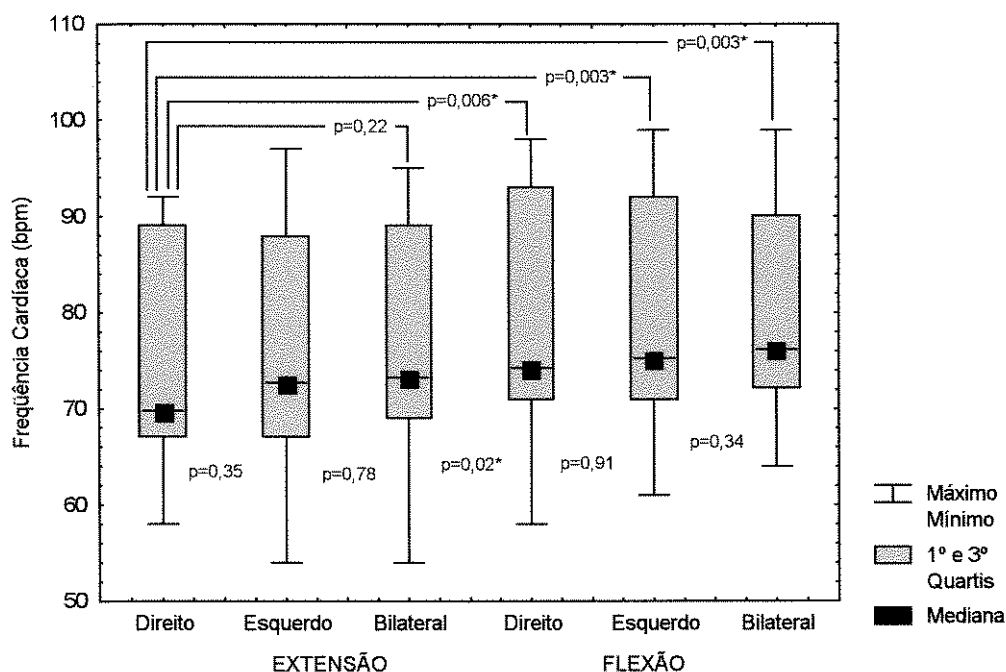


Figura 11: Valores de frequência cardíaca em batimentos por minuto (FC (bpm)), observados na condição de repouso durante 65 s, na posição sentada, antes da execução de cada TEIM de extensão e de flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Estão também representados os valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$.

As figuras 12 e 13 apresentam dados da resposta da frequência cardíaca (medianas) no intervalo de 0 a 10 s ao TEIM de extensão e de flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Na figura 12 estão representados os valores da variação da frequência cardíaca (ΔFC bpm) e na figura 13 estão representados os valores médios da frequência cardíaca (\overline{FC} em bpm). Nas duas formas de análise (ΔFC e \overline{FC}), observa-se que a taquicardia nos seis TEIMs apresenta acréscimos substanciais, atingindo diferença

estatisticamente significativa ($p < 0,05$). A análise comparativa dos efeitos do exercício isométrico sobre a FC em voluntários normais mostra que a taquicardia evocada pelos três TEIMs de extensão foram superiores as dos TEIMs de flexão ($p < 0,05$). Entre as três condições de TEIMs de extensão estudadas não ocorreram diferenças significativas da FC. Por outro lado, as respostas da FC entre os TEIMs de flexão diferiram apenas entre a resposta da FC ao TEIM de flexão do direito e a da flexão bilateral ($p < 0,05$).

Observa-se ainda nas figuras 12 e 13 que a variabilidade dos dados (distância entre o 1º e 3º quartis) foi maior para as condições de extensão, sendo mais evidente na figura 12.

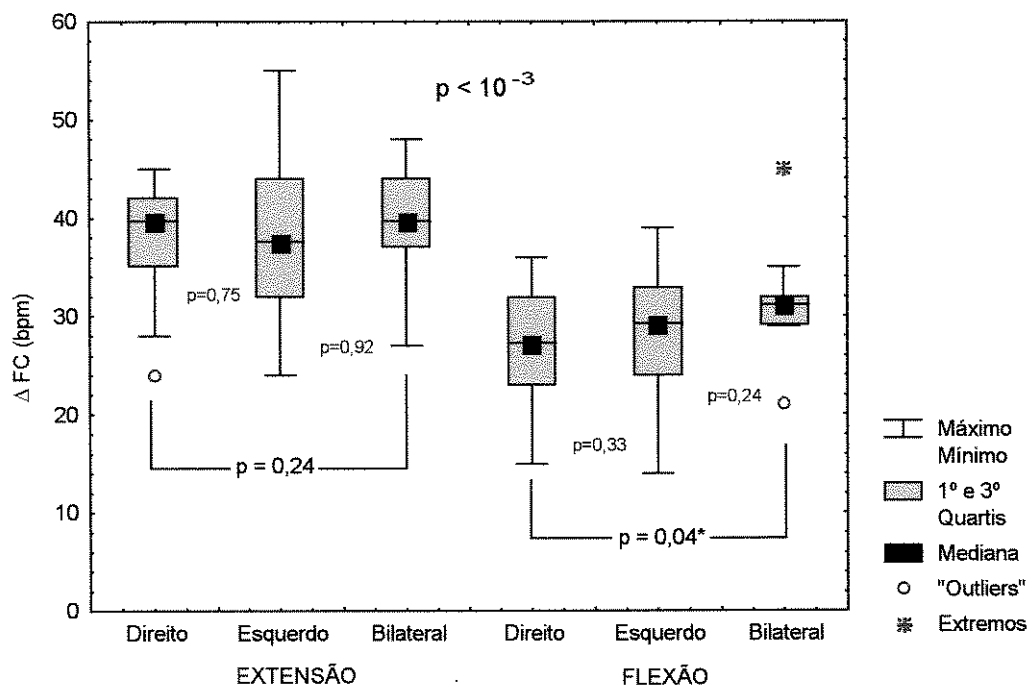


Figura 12: Acréscimos da frequência cardíaca em batimentos por minuto (ΔFC em bpm), observados aos 10 s em cada um dos TEIMs de extensão e flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Estão também representados os valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância $\alpha = 0,05$.

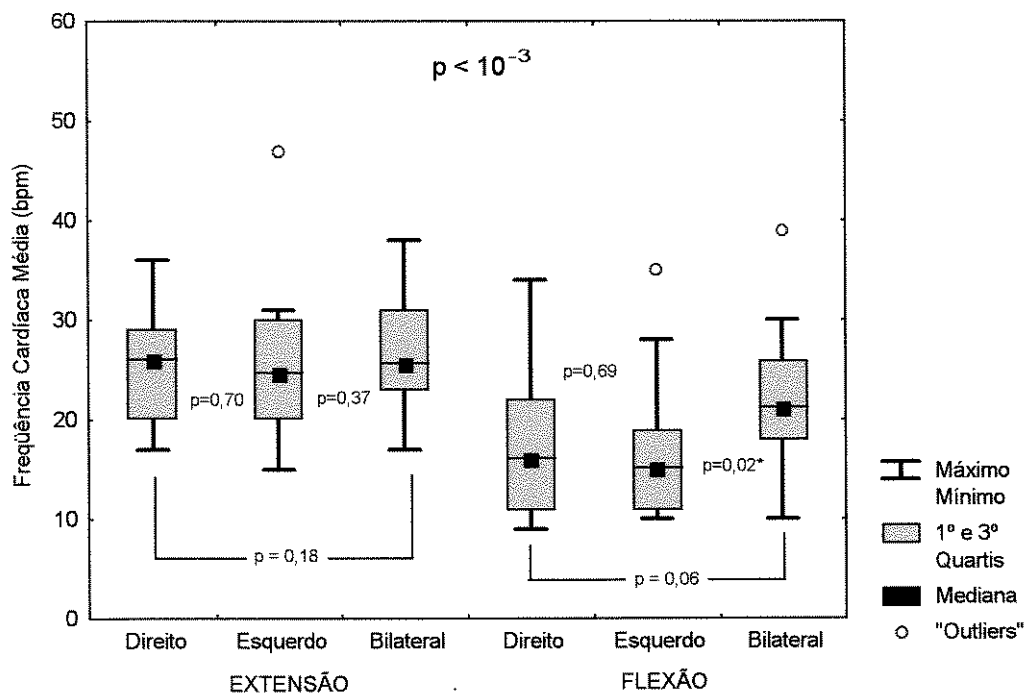


Figura 13: Valores médios da resposta da frequência cardíaca em batimentos por minuto (\overline{FC} em bpm), observados no intervalo de 0 a 10 s em cada um dos TEIMs de extensão e flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Estão também representados os valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$.

3.3 ELETROMIOGRAFIA (EMG)

Os dados eletromiográficos (EMGs) aos seis TEIMs de 10 s, dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, agonistas e antagonistas, aos exercícios de extensão e de flexão dos joelhos direito e esquerdo estão representados nas figuras 14, 15 e 16; e dos músculos agonistas e antagonista do membro contralateral ao membro em exercício isométrico nas figuras 17 e 18. Os valores EMG (μV) foram expressos em RMS e estão apresentados em "box-plots", com valores de mediana, máximo, mínimo, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e extremos.

Ao se analisar a EMG dos músculos agonistas, reto e bíceps femoral, aos movimentos de extensão e flexão, observa-se na figura 14 que a magnitude dos sinais EMG do músculo reto femoral foi superior nos três movimentos de extensão em relação aos do bíceps femoral nos três movimentos de flexão, atingindo diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$). Em relação à EMG do músculo reto femoral direito, verifica-se que as respostas aos TEIMs de extensão uni e bilateral foram semelhantes. No entanto, pode-se observar que ocorreram diferenças estatisticamente significantes da EMG do reto femoral esquerdo nos TEIMs uni e bilateral ($p < 0,05$). Por outro lado, a EMG do músculo bíceps femoral direito e esquerdo mostrou diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) entre todas as condições de TEIMs de flexão. Quanto à variabilidade dos dados (distância entre 1º e 3º quartis), em

relação aos exercícios de extensão e flexão, observa-se que esta foi superior nos exercícios de extensão e, entre os mesmos, foi maior no reto femoral esquerdo; nos de flexão foi maior no bíceps femoral direito.

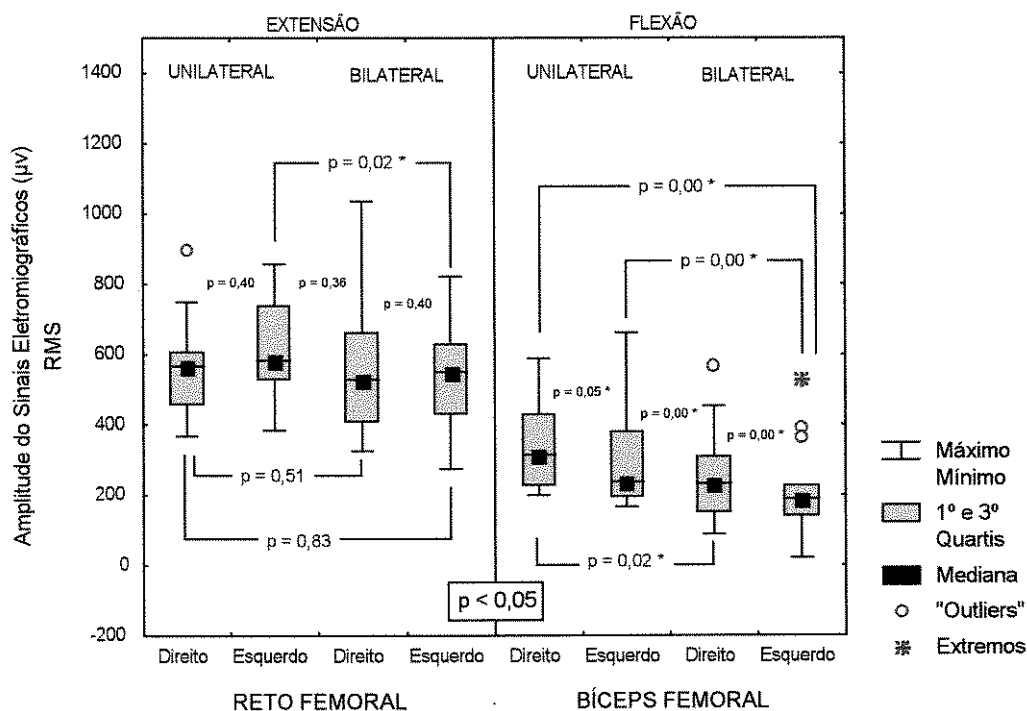


Figura 14: Valores de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, observados no período de 0 a 10 s em cada um dos TEIMs de extensão e flexão dos joelhos (direito e esquerdo e de ambos simultaneamente), com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância $\alpha = 0,05$.

Na figura 15, a principal observação é a discrepante diferença ($p < 0,05$) entre a participação do bíceps femoral nos movimentos de extensão, em relação aos do reto femoral na flexão. Ao se analisar a participação do bíceps femoral nos três TEIMs de extensão, observa-se diferenças estatisticamente significantes somente entre a

EMG do bíceps femoral da coxa direita nos TEIMs uni e bilateral ($p < 0,05$). Quanto à variabilidade dos dados EMG (distância entre 1º e 3º quartis), observa-se que esta foi maior nos músculos bíceps femoral direito e esquerdo nas três condições de extensão.

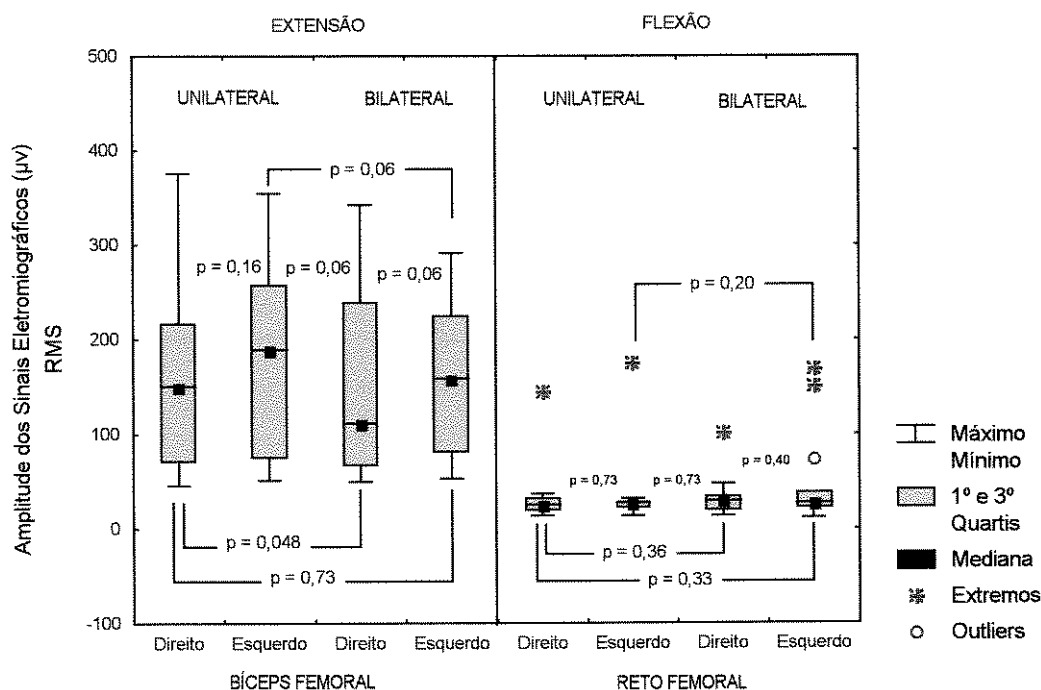


Figura 15: Valores de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, observados no período de 0 a 10 s em cada um dos TEIMs de extensão e flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente), com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$.

A figura 16 apresenta a soma dos valores de RMS dos sinais EMG dos músculos agonistas e antagonistas, reto e bíceps femoral, nos três TEIMs de extensão e aos três de flexão. Observa-se que a diferença

entre os valores (medianas) de RMS na condição de extensão do joelho esquerdo uni e bilateral atingiu significância estatística ($p < 0,05$).

Adicionalmente, é possível constatar que não ocorreu diferença estatisticamente significativa entre a EMG dos músculos reto e bíceps femoral na condição de flexão unilateral dos joelhos direito e esquerdo.

Em relação à EMG dos músculos reto e bíceps femoral nos TEIMs de flexão do joelho direito uni e bilateral, a diferença foi estatisticamente significante, assim como na condição de flexão do joelho esquerdo uni e bilateral ($p < 0,05$).

Verifica-se ainda na figura 16 que a variabilidade dos dados (diferença entre 1º e 3º quartis) foi superior na condição de extensão, em relação à condição de flexão.

Na análise da resposta da atividade mioelétrica dos músculos reto e bíceps femoral das coxas direita e esquerda contralateral nos TEIMs de extensão dos joelhos direito e esquerdo, verifica-se na figura 17 que os valores de RMS (medianas) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$). Por outro lado, observa-se na figura 18 que os valores do músculo reto femoral direito e esquerdo contralaterais, na condição de flexão, mostraram diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$). A variabilidade dos dados

(distância entre 1º e 3º quartis) foi maior no músculo reto femoral do que no bíceps femoral.

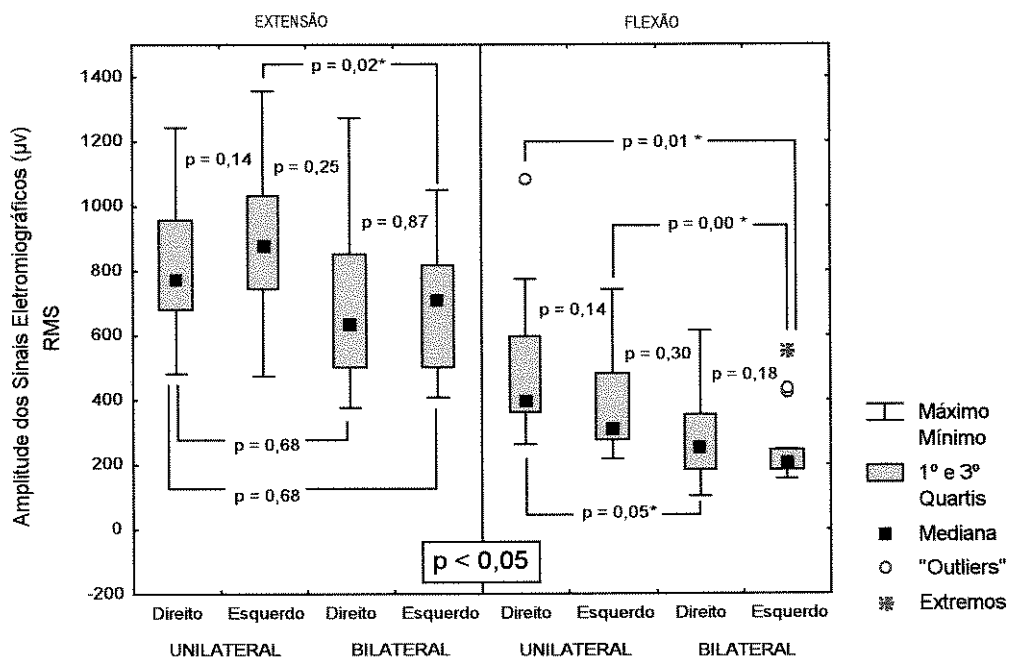


Figura 16: Valores da soma de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos músculos agonistas e antagonistas, reto e bíceps femoral direito e esquerdo, observados no período de 0 a 10 s em cada um dos TEIMs de extensão e flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente), com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$.

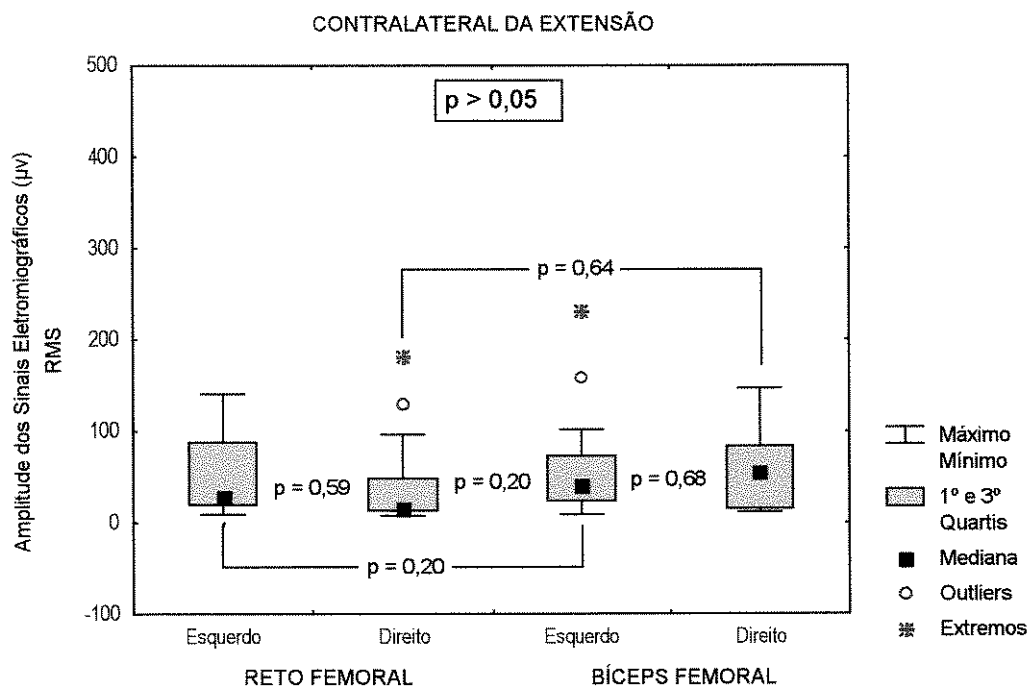


Figura 17: Valores de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo contralateral, em relação aos movimentos de extensão dos joelhos direito e esquerdo, com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância * $\alpha = 0,05$.

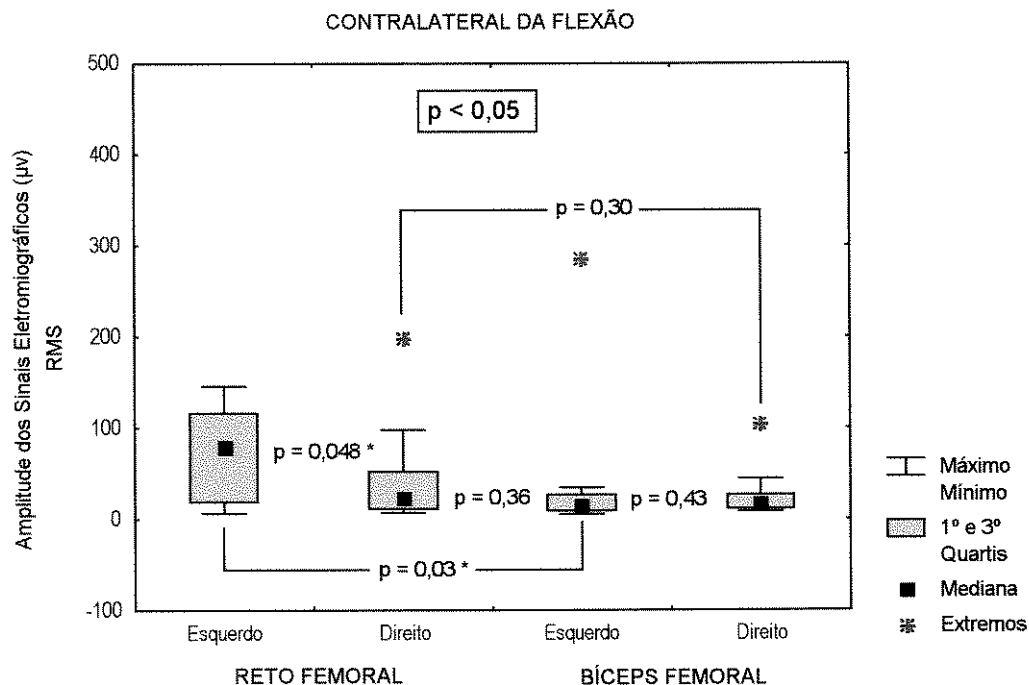


Figura 18: Valores de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo contralateral, em relação aos movimentos de flexão dos joelhos direito e esquerdo, com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância $\alpha = 0,05$.

A figura 19 mostra que a soma dos valores de RMS (medianas) da EMG dos músculos agonistas e antagonistas (reto e bíceps femoral), dos membros em exercício isométrico e dos contralaterais (em contração involuntária), na condição de extensão, foi superior ($p < 0,05$) em relação à condição de flexão. Entre as condições de extensão do joelho direito e do esquerdo, a diferença não foi estatisticamente significativa ($p > 0,05$), e, entre as condições uni e bilateral, a diferença dos valores foi considerada estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Nas condições de flexão unilateral a diferença não apresentou significância

estatística ($p > 0,05$); já entre as condições de flexão bilateral e as unilaterais a diferença dos valores foi considerada estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Verifica-se ainda que a variabilidade dos dados (distância entre 1º e 3º quartis) é maior na condição de extensão bilateral e similar nas condições unilaterais, porém ela é superior à das condições de flexão.

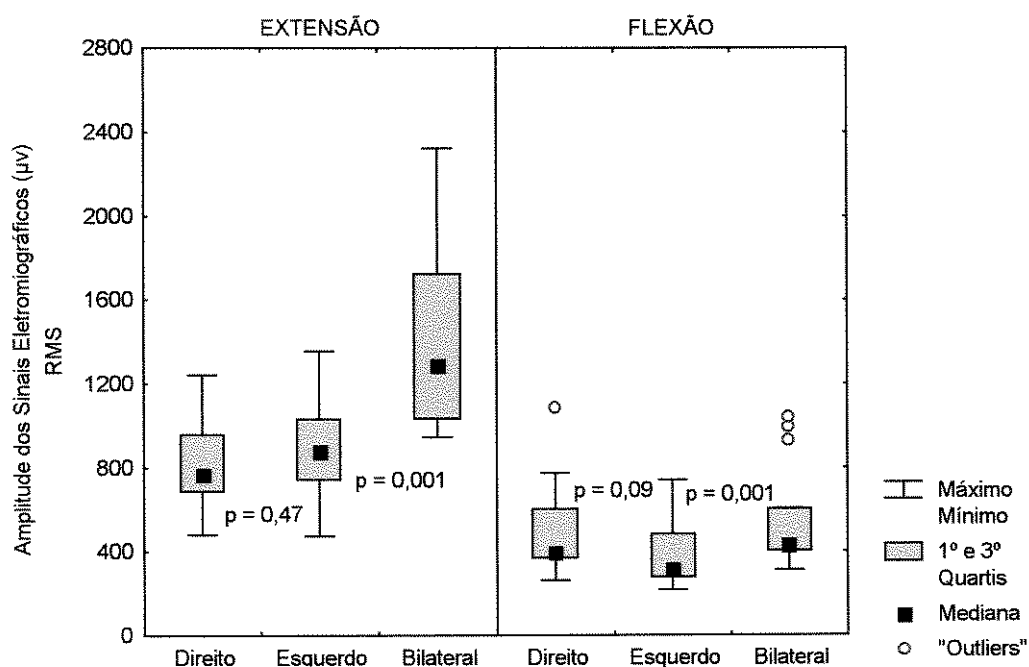


Figura 19: Soma dos valores de RMS da amplitude dos sinais eletromiográficos (μV) obtidos dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo em contração, e dos contralaterais ao membro em exercício, com os respectivos valores descritivos (p) dos testes estatísticos. Nível de significância $\alpha = 0,05$.

3.4 ASSOCIAÇÃO DAS RESPOSTAS DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E ELETROMIOGRÁFICAS.

Calculamos o coeficiente de correlação de Spearman (r_s) para verificar a associação entre as respostas da FC e da EMG dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo nos TEIMs de extensão e de flexão dos joelhos. Nos resultados obtidos das variáveis ΔFC vs EMG (figura 20) e de \overline{FC} vs EMG (figura 21) nos TEIMs de extensão do joelho direito, esquerdo e de ambos simultaneamente, verifica-se que existe uma associação fraca entre as variáveis, porém, estatisticamente significativa ($r_s = 0,34$; $p < 0,05$ e $r_s = 0,33$; $p < 0,05$, respectivamente). Para as três condições de TEIMs de flexão, verifica-se (figuras 22 e 23) pelo coeficiente de correlação que não existe associação, ou seja, o valor de r_s está em torno de zero entre as variáveis ΔFC vs EMG ($r_s = -0,01$; $p > 0,05$) e entre as variáveis \overline{FC} vs EMG ($r_s = 0,02$; $p > 0,05$).

A associação entre as variáveis ΔFC e EMG dos músculos reto e bíceps femoral nos TEIMs de extensão e de flexão dos joelhos direito, esquerdo e de ambos simultaneamente está representada na figura 24. Verifica-se que a correlação entre a ΔFC e a EMG foi estatisticamente significativa ($r_s = 0,52$; $p < 0,05$).

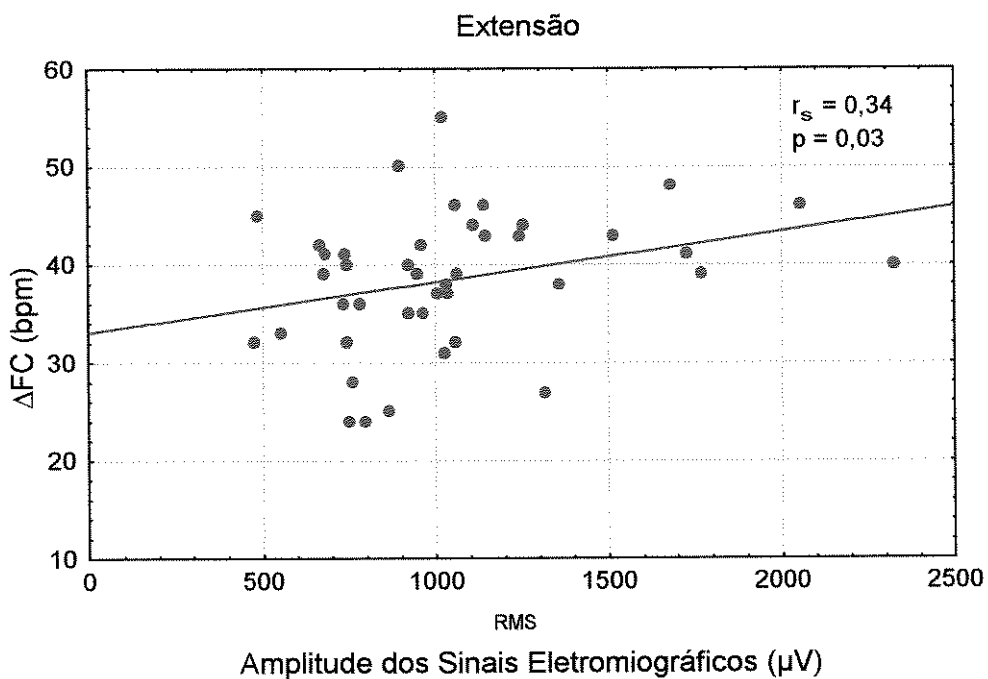


Figura 20: Associação da frequência cardíaca (Δ FC em bpm) e da RMS dos sinais eletromiográficos (EMG em μ V) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de extensão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Nível de significância * $\alpha = 0,05$.

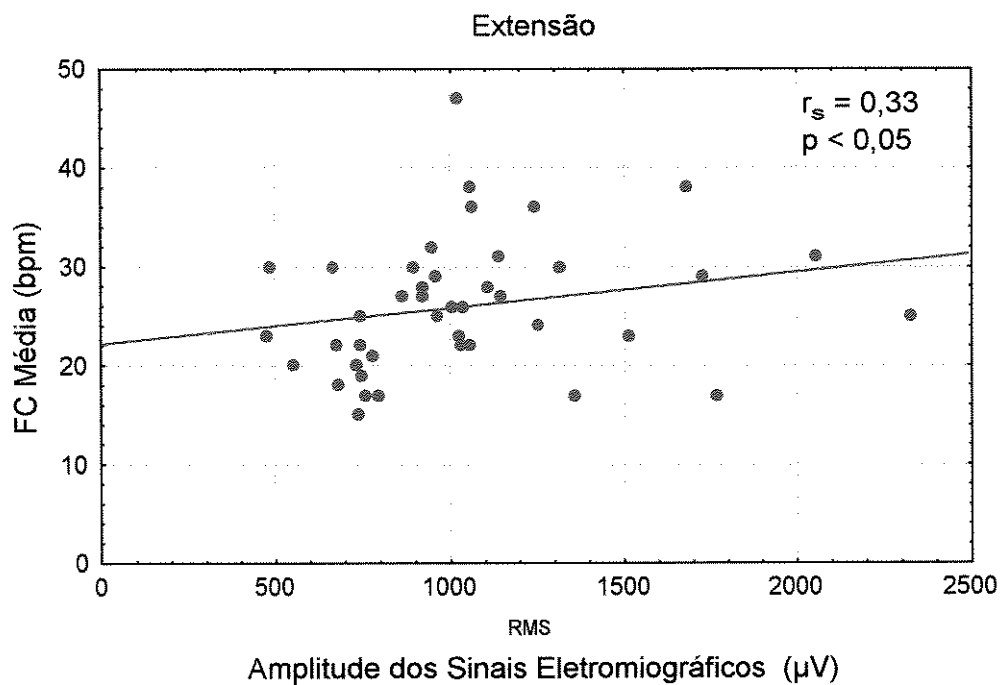


Figura 21: Associação da frequência cardíaca (\overline{FC} em bpm) e da RMS dos sinais eletromiográficos (EMG em μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de extensão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Nível de significância * $\alpha = 0,05$.

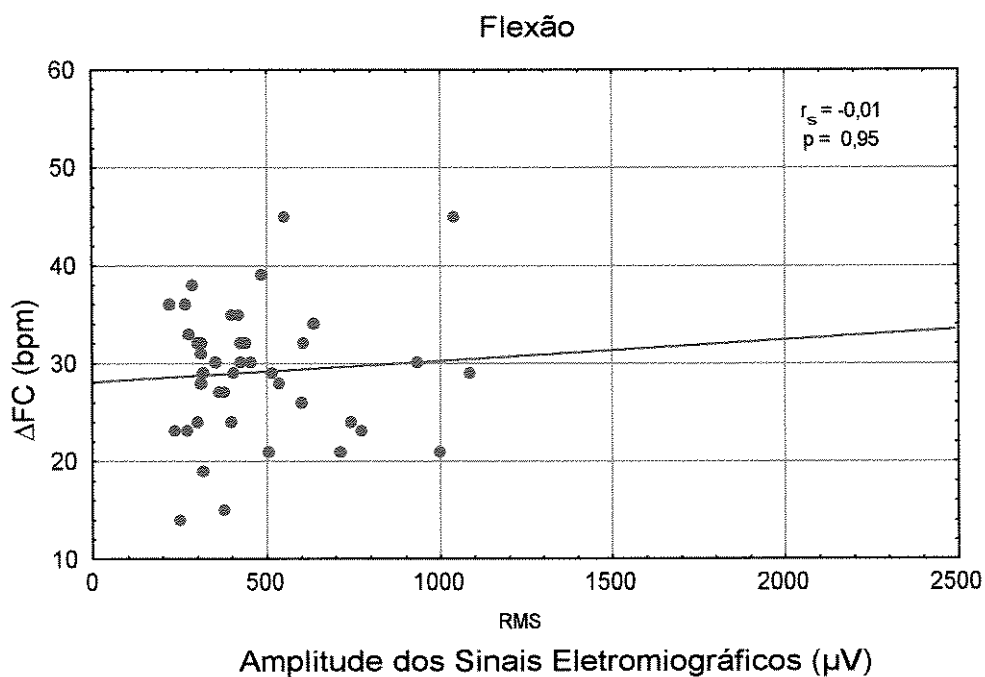


Figura 22: Associação da frequência cardíaca (ΔFC em bpm) e da RMS dos sinais eletromiográficos (EMG em μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Nível de significância * $\alpha = 0,05$.

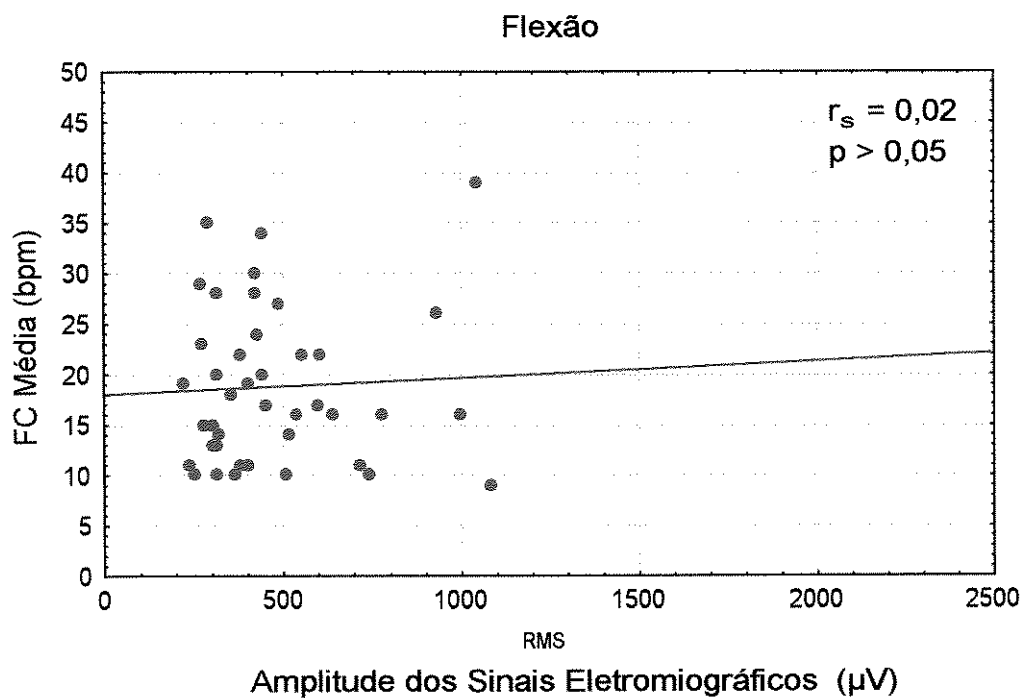


Figura 23: Associação da frequência cardíaca média (\overline{FC} em bpm) e da RMS dos sinais eletromiográficos (EMG em μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de flexão joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Nível de significância * $\alpha = 0,05$.

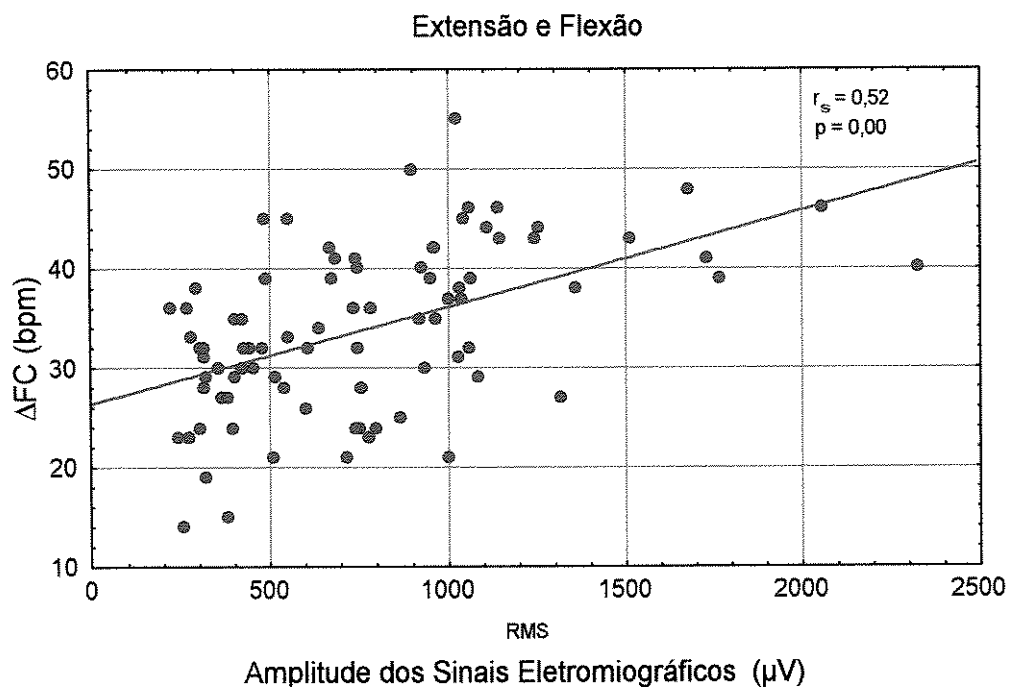


Figura 24: Associação da frequência cardíaca (Δ FC em bpm) e da RMS dos sinais eletromiográficos (EMG em μ V) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de extensão e de flexão dos joelhos (direito, esquerdo e de ambos simultaneamente). Nível de significância * $\alpha = 0,05$.

4 DISCUSSÃO

4.1 CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS

Está bem estabelecido na literatura que as repostas fisiológicas ao exercício físico são dependentes de vários fatores, tais como: características antropométricas, estilo de vida, condições de saúde e condições ambientais (ROBINSON et al., 1966; HALLEN & LINDAHL, 1967; BEVEGARD & SHEPHERD, 1967; ASTRAND & RODAHL, 1980; GALLO et al., 1987). Dessa forma, a presente investigação foi conduzida considerando a padronização dos fatores acima referidos como um controle de qualidade obrigatório, no sentido de homogeneizar a amostra e controlar suas variações em função das interferências nas repostas fisiológicas. Tal procedimento reduz a variabilidade das variáveis estudadas permitindo maior confiabilidade na interpretação fisiológica. Assim, incluiu-se no presente trabalho um grupo de voluntários bastante homogêneo, apresentando diferenças de pequena magnitude em relação às características antropométricas, estilo de vida e condições de saúde.

O protocolo experimental foi conduzido após a familiarização dos voluntários com os equipamentos, com o pessoal e com a metodologia aplicada. Os voluntários sempre eram submetidos aos testes de esforço físico desde que suas condições fisiológicas estivessem estáveis e não apresentassem alterações de natureza emocional ou física. Adicionalmente, procurou-se sempre aplicar os testes de esforço físico em sala com a temperatura e a umidade relativa do ar controladas

de forma que a magnitude das diferenças entre os valores máximos e mínimos não interferisse nas respostas fisiológicas de interesse neste estudo.

Parece haver concordância na literatura de que a magnitude da resposta da FC ao exercício isométrico declina gradualmente com a idade a partir dos 20 anos (PETROFSKY & LIND, 1975; ASTRAND & RODAHL, 1980; TAYLOR et al., 1991; TAYLOR, HAYANO & SEALS, 1995). Portanto, estabeleceu-se para este estudo que somente seriam incluídos voluntários que se encontrassem na faixa etária de 19 a 23 anos. Assim, podemos inferir que as diferenças de idade dos mesmos, observadas na presente investigação, não foram significativas a ponto de interferir nas respostas fisiológicas.

4.2 FREQUÊNCIA CARDÍACA EM REPOUSO

A fadiga pode alterar a atividade neural aferente dos músculos em contração modificando as respostas cardiovasculares. Em condições de fadiga, evidenciam-se maiores valores de FC para um mesmo nível de esforço, assim como maiores valores em repouso, após o esforço, em relação ao nível basal da condição controle. Além disso, a fadiga muscular pode requerer, para alcançar e manter determinada tensão, um comando central de maior magnitude.

O tempo de retorno da FC aos níveis basais, após o esforço, físico reflete o índice de fadiga muscular (FUNDERBURK et al., 1974). O

1974). O tempo de desenvolvimento da fadiga muscular em decorrência do exercício isométrico, envolvendo muitas repetições com pequenos intervalos de tempo, é evidenciado com o declínio na tensão máxima em relação à manutenção do exercício e ao percentual de contração voluntária máxima. Em exercício isométrico sustentado, com tensão que excede 15% de sua força máxima, tem sido evidenciado o início de fadiga. A relação entre fadiga e tensão exercida comporta-se de forma exponencial. O tempo de manutenção de tensão durante 30% de CVM é da ordem de 4-5 min, enquanto que a 50% de CVM é de 1-2 min (BEVEGARD & SHEPHERD, 1967).

Os resultados do presente estudo mostram que a FC de repouso, antes de cada teste de exercício isométrico, foi maior em relação à FC basal (controle), obtida antes do 1º teste. Estes resultados indicam que o intervalo de 10 min de repouso entre cada teste foi insuficiente para que a FC retornasse aos valores basais. Isso sugere que neste tipo de exercício isométrico, ocorre fadiga muscular a qual contribui para a demora do retorno da FC aos valores de controle. Segundo FUNDERBURK et al., (1974) isso poderia também ser atribuído ao aumento da temperatura muscular decorrente da hiperemia pós-exercício, em contrações máximas de curta duração, com intervalos inferiores a 11 min de repouso entre elas.

4.3 RESPOSTA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA AO EXERCÍCIO ISOMÉTRICO MÁXIMO

Levando-se em conta que o ajuste da FC ao exercício isométrico é controlado por diferentes e complexos mecanismos de origem central e periférica (GASSER & MEEK, 1914; PETRO, HOLLANDER & BOUMAN, 1970; FREYSCHUSS, 1970; GOODWIN, McCLOSKEY & MITCHELL, 1972; LIND et al., 1981; GALLO JR et al., 1988; MACIEL et al., 1987 e 1989; MITCHELL, 1990), procurou-se na presente investigação dar ênfase ao estudo da resposta da FC aos 10 s de exercício isométrico máximo, com grupos e quantidade de massa muscular diferentes. Nossos resultados demonstram que nas várias condições experimentais de realização de exercício isométrico e em recuperação após o esforço, ou seja, exercícios de extensão ou flexão do joelho com um ou dois membros, o padrão de resposta da FC apresentou características semelhantes às descritas por PETRO, HOLLANDER & BOUMAN (1970), MACIEL (1979) e MACIEL et al. (1987 e 1989). Nossos resultados mostram que a resposta da FC ao exercício isométrico apresentou taquicardia de manifestação inicial muito rápida, ocorrendo dentro de 500 milésimos de segundo, de padrão semelhante, independente do tipo de exercício, se de extensão ou de flexão. A elevação inicial da FC, que ocorre até os 10 s iniciais de exercício isométrico, tem sido atribuída a um processo rápido de retirada do tônus vagal atuante sobre o nódulo sinusal (MARTIN et al., 1974 e MACIEL et

al., 1987). A partir desse período, existem evidências de que, com a manutenção de uma contração sustentada, a FC continue se elevando ao longo do exercício devido ao aumento da estimulação simpática (FREYSCHUSS, 1970; PEREZ-GONZALES, SCHILLER & PARMLEY, 1981; MACIEL et al., 1989; ROWELL & O'LEARY, 1990).

Por outro lado, verificou-se que a magnitude de elevação da FC, quando a mesma porcentagem de força de contração isométrica máxima é realizada através dos dois membros (massa maior), comparada com um membro (massa menor), difere dos resultados de BUCK, AMUNDSEN & NIELSEN (1980), de MITCHELL, et al. (1980) e de SEALS (1989), que demonstraram que a FC é influenciada pelo tamanho da massa muscular envolvida na contração.

Nossos resultados coincidem com os estudos que mostram a dependência da magnitude da resposta da FC com o nível percentual de exercício isométrico máximo e com o grau de tensão desenvolvido pelo músculo (FUNDERBURK et al., 1974; KAHN et al., 1986; MACIEL et al., 1987 e 1989). Entretanto, deve ser ressaltado que o tamanho da massa muscular envolvida na contração parece não influenciar na magnitude da resposta da FC (LIND & McNICOL, 1967). Esta conclusão é corroborada pelos resultados do presente estudo, quando a contração isométrica máxima é gerada utilizando-se um membro ou dois membros (quantidade de massa muscular aproximadamente o dobro), de que a quantidade de massa muscular envolvida na contração não parece ter influência

significativa na magnitude da resposta da FC. Porém, observa-se na figura 12 que a magnitude da resposta da FC foi maior nos exercícios de extensão do que nos de flexão, indicando que a sensibilidade da FC ao exercício isométrico difere entre estes grupos musculares. As diferenças de resposta da FC ao exercício 100% de CVM, dependente do grupo muscular, não são concordantes com as observações de outros autores (MITCHELL et al., 1980; SEALS et al., 1983; NAGLE, SEALS & HANSON, 1988; SEALS, 1989; MITCHELL, 1990; MISNER et al., 1990), de que a magnitude da resposta da FC está relacionada à quantidade de massa muscular engajada no processo de contração e a força absoluta desenvolvida durante o exercício isométrico realizado na mesma intensidade relativa de CVM. Entretanto, deve-se considerar que a metodologia empregada por esses autores difere da utilizada nesta investigação, já que o exercício isométrico foi realizado com grupos musculares de tamanhos diferentes e com percentagens de CVM inferiores a 100%. Além disso, os autores não referem se os tipos de fibras musculares poderiam influenciar na resposta da FC.

Nossos dados suportam a idéia de LIND & McNICOL (1967) e de McCLOSKEY & STREATFEILD (1975) de que o tamanho da massa muscular não influencia a magnitude da resposta da FC ao TEI. Por outro lado, os nossos achados concordam com as observações de JOUANIN et al. (1993), KAHN et al. (1992), KAPITANIAK & GRUCZA (1995), LINSSEN et al. (1991) e de SAITO (1995), de que a magnitude de resposta da FC

poderia ser decorrente da especificidade do grupo muscular e estar relacionada à ativação das unidades motoras, em função do tipo de fibra do grupo muscular envolvido na contração. Portanto, a partir das evidências dos nossos achados, parece razoável enfatizar que a magnitude da resposta da FC e do EMG pode estar relacionada às características estruturais e funcionais dos receptores das fibras musculares.

Segundo trabalhos existentes na literatura, constata-se que as fibras de contração lenta (tipo I) apresentam baixo limiar de recrutamento dos motoneurônios e alta frequência de despolarização e são mais resistentes, pois apresentam alta eficiência energética e a vantagem de minimizar a fadiga. Nestas fibras, a relação entre frequência de despolarização/produção de força é baixa. Já as unidades motoras de alto limiar de recrutamento (fibras tipo II) apresentam baixa frequência de despolarização e alta produção de força, o que pode precocemente causar fadiga e diminuir sua contribuição para a manutenção da contração muscular desejada, exigindo, assim, maior expansão de recrutamento de unidades motoras (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; ERIM et al., 1996).

Outro aspecto a ser considerado neste estudo, relaciona-se ao tamanho e à quantidade relativa de fibras musculares rápidas e lentas em humanos. JOHNSON et al. (1973) e POLGAR et al. (1973) referem que as fibras musculares diferem em tamanho e em quantidade nos

diferentes grupos musculares e no mesmo grupo, devido à sua especificidade funcional. Segundo estes autores, o bíceps femoral apresenta mais fibra de contração lenta e de menor diâmetro em relação ao reto femoral. O percentual médio de fibras tipo I e II dos músculos analisados, bíceps e o reto femoral, é 66,9 e 42,8% (tipo I), 33,1 e 57,2% (tipo II), respectivamente. Dessa forma, os nossos resultados podem ser explicados com base nos achados de outros autores anteriormente referidos. Assim, a partir da análise dos dados EMG que mostram maior amplitude no músculo reto femoral e maior expansão de excitação de unidades motoras de outros músculos (tanto dos músculos sinergistas como dos músculos do membro contralateral ao membro em exercício) durante o TEIM de extensão, foi considerado, que o músculo reto femoral necessita maior recrutamento muscular para manter o esforço a 100% da CVM por 10 s.

Ressalta-se ainda que um outro fator importante a ser considerado é a dependência da força externa e da força de tensão máxima com o comprimento do músculo, determinado pelo ângulo fêmoro-tibial e coxo-femoral, referido por YASUDA & SASAKI (1987). Assim, os resultados destes autores mostram que a força externa máxima dos músculos isquiotibiais é muito inferior ao do quadríceps no ângulo de 90° (7,1 e 28,2 kg, respectivamente) e que a força de tensão máxima dos músculos isquiotibiais é quase quatro vezes maior do que a do quadríceps (85,2 e 22,84 kg, respectivamente). Dessa forma, os nossos

dados sugerem que o incremento de elevação da FC e do sinal EMG, durante as condições de esforço de extensão e de flexão, esteja também relacionado com a força externa e com a tensão relativa alcançada pelos músculos no ângulo estudado, e não em função da quantidade de massa muscular envolvida na contração. Portanto, os maiores valores EMG, observados no esforço de extensão em relação ao de flexão dos joelhos, seriam decorrentes da maior expansão de excitação das fibras musculares do antagonista (grupo flexor) e do agonista (grupo extensor) dos membros contralaterais, em contração involuntária, assim como da ativação dos músculos agonistas e da coativação dos músculos antagonistas do membro em contração voluntária máxima. Dentro deste contexto, uma maior atividade eletromiográfica pode indicar que a eficiência do músculo esteja diminuída. Esses resultados sugerem que o recrutamento adicional de unidades motoras para o desenvolvimento e manutenção do esforço voluntário máximo de extensão, com o membro direito ou com o esquerdo, poderia ser atribuído às diferenças: nos percentuais do tipo de fibras musculares; no padrão de recrutamento das unidades motoras durante o processo contrátil; no comprimento muscular; e na força de tensão alcançada em cada condição de esforço estudada (PETROFSKY et al., 1982). Assim, o aumento de recrutamento das fibras motoras e a maior massa muscular envolvida na extensão de um joelho exigiriam maior ativação de comando central (RAMOS, et al., 1973; WILLIAMS, 1991).

A relação entre as respostas de FC e EMG, aos TEIMs de extensão, mostrou correlação significativa, mas aos TEIMs de flexão a correlação não foi significativa. Porém, quando se analisou os dados da FC e EMG dos seis TEIMs, ou seja, em um conjunto de dados com maior número de observações, os nossos resultados mostraram uma melhor correlação entre as variáveis. É possível que a baixa correlação (TEI de extensão) e a não correlação (TEIM de flexão) entre os nossos resultados, da EMG e da FC, sejam decorrentes do pequeno número de observações existentes no presente estudo.

Com respeito à similaridade da magnitude de resposta da FC ao TEIM de extensão, assim como no de flexão, deve-se mencionar que é possível que a irradiação central tenha atingido o seu máximo valor já aos 10 s de contração voluntária máxima sobre o sistema cardiovascular, independente do esforço envolver um ou dois membros. Neste contexto, é bom lembrar que as divergências entre os nossos resultados e os de outros trabalhos podem advir do fato de a metodologia experimental dos mesmos ter sido conduzida em níveis de esforço inferiores a 100% da CVM, com contração de maior duração, e envolver músculos de tipos, tamanhos e quantidades de massa muscular diferentes.

5 CONCLUSÕES

A partir da análise do conjunto de resultados obtidos no presente estudo, dentro da condição experimental empregada, pudemos chegar às seguintes conclusões:

A FC de repouso, antes dos testes de esforço (TEIMs), foi superior à condição basal, o que sugere que o tempo de repouso tenha sido insuficiente para que a mesma retornasse aos valores basais pré-teste.

O padrão de resposta da FC foi semelhante em todas as condições de exercício isométrico estudadas.

A magnitude da resposta da FC aos TEIMs de extensão apresentou maiores acréscimos em relação aos de flexão. Isso sugere que a modulação da atividade eferente do sistema nervoso autônomo, na inibição do componente parassimpático é influenciada pelo tipo e não pela quantidade de músculo envolvido no processo de contração isométrica (um ou dois membros).

O maior sinal eletromiográfico do músculo reto femoral aos TEIMs de extensão em relação ao do bíceps femoral aos de flexão, pode ser decorrente:

do comprimento das fibras musculares, o qual foi determinado pelo ângulo de tração do músculo sobre o esqueleto ósseo;

da velocidade de condução do estímulo para a contração, que é afetada pelo percentual de distribuição de fibras de contração lenta (tipo I) e rápida (tipo II).

A constatação de uma baixa correlação entre as respostas de EMG e de FC aos TEIM, sugere que essas variáveis apresentam uma relação bem mais complexa.

De um modo geral, nossos resultados suportam a idéia de que o principal mecanismo modulador da resposta da FC, ao exercício isométrico máximo, esteja relacionado à especificidade do comando central em relação aos grupos musculares e ao padrão de recrutamento de suas fibras, nas condições em que o esforço foi realizado. A transmissão do comando central para a contração muscular é um importante estímulo cardiovascular durante o exercício isométrico e sua interação com os estímulos reflexos musculares parece estar fortemente estabelecida.

6 SUMMARY

The purpose of this study is to verify the influence of the isometric effort, of maximal voluntary contraction (MVC), of different muscle groups and amount of the contracting mass in the electromyographic activity and the heart rate (HR) responses in man. Fourteen healthy male subjects between 19 and 23 years (median 21,5), with active life pattern were studied. They were having three hours per week free sport practices with predominance of dynamic exercise. They were submitted to knee extension (KE) and flexion (KF) to isometric effort tests performed at 100% of maximal voluntary contraction (MVC) for 10 s. The effort were performed with one leg (right or left) and with two legs simultaneously (random order), in sitting position with hip and knee flexed at 90 degree. Electromyographic activity (EMG) of the rectus and biceps femoris muscle and HR were recorded continuously both at rest and throughout sustained contraction. EMG activity was recorded using a multichannel electromyographic system (NICOLET VIKING II). The amplitude of EMG signal in microvolts was processed and expressed as root-mean-square (RMS) values. HR was obtained from an electrocardiographic (ECAFIX – TC-500) and calculated in real time on a beat-to-beat basis. The mean HR was calculated at the rest period of 65 s before each test and the increase of the HR response to effort was calculated at the peak of 10 s ΔHR (beats/min) and the consecutive period of 10 s in \overline{HR} (beats/min). The results have shown that the HR responses in rest before knee flexion tests were higher than the basal condition ($p < 0.05$). During the effort tests our

data has shown that the HR response was similar for both one and two legs in KE and KF effort tests, but it was significantly greater in KE than KF ($p < 0.05$). The EMG activity was higher in KE than in KF ($p < 0.05$). The correlation coefficients between ΔHR vs EMG and the \overline{HR} vs EMG activity during KE were significant ($r_s = 0,34$ e $r_s = 0,33$, $p < 0.05$ respectively), but in KF the correlation coefficients were not significant ($r_s = -0,01$ e $r_s = 0.02$, $p > 0.05$ respectively). The conditions of KE and KF the correlation coefficient between ΔHR and EMG was $r_s = 0.52$, $p < 0.05$. These results suggest that the predominant mechanism responsible for the higher increase in HR response to isometric effort of MVC of KE, as compared to KF in our study, could be dependent on qualitative and quantitative differences in the fiber type composition found in each muscle group. So, these morph-functional characteristics seems to demand a higher activation of motor units with a corresponding increase in central command to the cardiovascular center that modulates the HR control.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AKSELROD, S., GORDON, D., UBEL, F.A., SHANNON, D.C., BARGER, A.C., COHEN, R.J. Power spectral analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, 213:220-222, 1981.
- ÅSTRAND, P. O. AND RODAHL, K. *Tratado de fisiologia do exercício*. 2.ed. Rio de Janeiro: Ed. Interamericana, 1980.
- BANDY, W.D., HANTEN, W.D. Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscle following isometric training. *Phys, Ther.* 73:455-67, 1993.
- BASMAJIAN, J.V. Re-education of vastus medialis: a misconception. *Arch. Phys. Med. Rehabil*, 51:245-47, 1970.
- BASMAJIAN, J.V. *Terapêutica por exercícios*. 3.ed. São Paulo: Manole, 1980.
- BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J. *Muscle alive: their function revealed by electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- BEVEGARD, G.E.P., SHEPHERD, J.T. Regulation of the circulation during exercise in man. *Physiol. Rev.*, 47:178-208, 1967.
- BIGLAND, B., LIPPOLD, O. Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. *J. Physiol., (Lond)* 125:322-335, 1954.
- BIGLAND-RICHIE, B., KUKULKA, C.G., WOODS, J.J. Surface EMG/force relation in human muscles of different fiber composition. *J. Physiol.*, 278:103-104, 1980.

- BRACCHI, F., DECANDIA, M., GUALTIEROTTI, T. Frequency stabilization in the motor centers of spinal cord and caudal brain stem. *Am. J. Physiol.*, 210:1170-1177, 1966.
- BROWN, H., DIFRANCESCO, D., NOBLE, S. Cardiac pacemaker and its modulation by autonomic transmitters. *J. Exp. Biol.*, 81:175-204, 1979.
- BUCK, J.A., AMUNDSEN, L.R., NIELSEN, D.H. Systolic blood pressure response during isometric contractions of large and small muscle groups. *Med.Sci. Sports Exercise*, 12: 145-147, 1980.
- BURKE, R.E. Motor units: anatomy, physiology, and functional organization. In: BROOKS, V.B. (ed). *Handbook of Physiology. The Nervous System. Motor Control.* BETHESDA, M.D., American Physiological Society, 1981, v. 2, p. 345-422, 1981.
- CHUMLEA W.C., BAUMGARTNER R.N. Bioelectric impedance methods for the estimation of body composition. *Can. J. Spt. Sci.*, 15:3, 172-179, 1990.
- CLAMANN, H.P. Activity of single motor units during isometric tension. *Neurology*, 20:255-260, 1970.
- CLAUSEN, J.P. Effect of physical training on cardiovascular adjustments to exercise in man. *Physiol. Rev.*, 57:779-815, 1977.
- COOTE, J.H., HILTON, S.M., PEREZ-GONZALES, J.F. The reflex of the pressor response to muscular exercise. *J. Physiol.*, 215:789-804, 1971.

- CUTTS, A. Sarcomere length changes in muscles of the human thigh during walking. *J. Anat.*, 166:77-84, 1989.
- DE LUCA, C.J. Control properties of motor units: involving concepts. In DESMEDT, J.E. (ED): *Computer-Aided Electromyography and Expert Systems*. Amsterdam: Elsevier, 1989, v. 2, p. 103-109.
- DE LUCA, C.J., ERIM, Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends Neurosci*, 17:299-305, 1994.
- 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.*, 329:129-142, 1982.
- DONALD, K.W., LIND, A.R., McNICOL, G.W., HUMPHREYS, P.W., TAYLOR, S.H., STAUTON, H.P. Cardiovascular responses to sustained (static) contractions. *Circ. Res.*, 20 (21-Sup.):15-30, 1967.
- ERIM, Z., DE LUCA, C.J., MINEO, K., AOKI, T. Rank-ordered regulation of motor units. *Muscle & Nerve*, 19:563-573, 1996.
- FELDER, C.R. Effect of hip position on quadriceps and hamstring force (abs.) *Med. Sport.*, 10:64, 1978.
- FIELDS, D.A., BEMBEM, M.G., MAYHEW, J.L. The influence of muscle group location and race on the relationship between muscle strength and power. *J. Sports Med Phys. Fitness*, 37:24-31, 1997.
- FREYSCHUSS, U. Elicitation of heart rate and blood pressure increase on muscle contraction. *J. Appl. Physiol.*, 28:758-761, 1970.

FUNDERBURK C.F., HIPSKIND S.G., WELTON R.C., LIND A.R.

Development of and recovery from fatigue induced by static effort at various tensions. *J. Appl. Physiol.*, 37(3):392-396, 1974.

GAFFNEY F.A., SJØGAARD G., SALTIN B. Cardiovascular and metabolic

responses to static contraction in man. *Acta Physiol. Scand.*, 138:249-258, 1990.

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 Chaga's disease using dynamic exercise. *Cardiovasc. Res.*, 21:922-927, 1987.

GALLO JR., L., MACIEL, B.C., MARIN-NETO, J.A., MARTINS, L.E.B.,

LIMA FILHO, E.C., MANÇO, J.C. The use of isometric exercise as a means of evaluating the parasympathetic contribution to the tachycardia induced by dynamic exercise in normal man. *Pflügers Arch.*, 412:128-132, 1988.

GALLO JR., L., MACIEL, B.C., MARIN NETO, J.A., MARTINS, L.E.B.

Sympathetic and parasympathetic changes in heart rate control during dynamic exercise induced by endurance training in man. *Braz. J. Med. Biol. Res.*, 22:631-43, 1989.

GALLO JR., L., MACIEL, B.C., MARIN NETO, J.A., MARTINS, L.E.B.

Ajustes cardiovasculares ao exercício físico. Efeitos do treinamento aeróbio. *Medicina, Ribeirão Preto*, 23(2):101-6, 1990.

- 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.*, 28:1179-1184, 1995.
- GASSER, H.S., MEEK, W.J. A study of the mechanism by which muscular exercise produces acceleration of heart. *Am. J. Physiol.*, 34:48-52, 1914.
- GOODWIN, G.M., McCLOSKEY, D.L., MITCHELL, J.H. Cardiovascular and respiratory responses to changes in central command during isometric exercise at constant muscle tension. *J. Physiol. (Lond.)*, 226:173-190, 1972.
- HALLEN, L.G., LINDAHL, O. Muscle function in knee extension. An EMG study. *Acta Orthop. Scand.*, 38:434-44, 1967.
- HENNEMAN, E., MENDELL, L.M. *Functional organization of moto-neuron pool and its inputs*. In: BROOKHART, J.M., MOUNTCAST, V.B. (eds.). *Handbook of Physiology*. BATHESDA, M.D., *Am. Physiol. Soc.*, 1981, v. 2, Motor Control, part I, p. 423-507.
- JOUANIN, J.C., KAHN, J.F., GRUCZA R., MONOD, H. Changes in heart rate and electromyogram beyond the limit time of anisotonic isometric contraction. *Eur. J. Appl Physiol.*, 67:208-212, 1993.

- JOHNSON, M.A., POLGAR, J., WEIGHTMAN, D., APPLETON, D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J. Neurol. Sci.*, 18:111-129, 1973.
- KAHN, J.F., HUART, F., KAPITANIAK, B., MONOD, H. Effect of arm position on cardiovascular responses during isometric handgrips. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 55(1):88-92, 1986.
- KAHN, J.F., JOUANIN, J.C., COLOMB, F., HUART, F., MONOD, H. Complementary roles of central command and muscular reflex in the regulation of heart rate during submaximal isometric contraction. *Electromyogr. Clin. Neur.*, 32:3-10, 1992.
- KALIA, M., MEY, S.S., KAO, F.F. Central projections from ergoreceptors (C fibers) in muscle involved in cardiopulmonary response to static exercise. *Circ. Res. (Suppl. I)*, 48(6):I-48 – I-62, 1981.
- KAPITANIAK B., GRUCZA R. Cardiac responses to maximal anisotonic isometric contractions during hadgrip and leg extension. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 71(4):369-72, 1995.
- KAUFMAN, M.P., RYBICKI, K.J., WALDROP, T.J., ORDWAY, G.A. Effect of ischemia on responses of group III and IV afferents in cats. *J. Appl. Physiol.*, 57:644-650, 1984.
- KHALIA, M., MEI, S.S., KAO, F.F. Centrl projections from ergoreceptors (C fibers) in muscle involved in cardiopulmonary responses to static exercise. *Circ. Res.*, 48(6):I-48 – I-62 (*Suppl. I*), 1981.

- KNIGHT, K.Z., MARTIN, J.A., LONDEREE, B.R. EMG comparison of quadriceps femoris activity during knee extension and straight leg raises. *Am. J. Phys. Med.*, 58(2):57-67, 1979.
- LEITE, J.J., MOURA JR., L.A., FURUIE, S.S., SILVA, U.T.A. O computador em ergometria. In: ARAUJO, W.B. *Ergometria e cardiologia desportiva*. Rio de Janeiro: MEDSI, 1986. p. 511-530.
- LIEB, F.J., PERRY, J. Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions. *Am. J. Bone Jt. Surg.*, 53-A(4):749-58, 1971.
- LIND, A.R., McNICOL, G.W. Circulatory responses to sustained hand grip contractions performed during other exercise, both rhythmic and static. *J. Physiol.*, 192:595-607, 1967.
- LIND, A.R., DAHMS, T.E., WILLIAMS, C.A., PETROFSKY, J.S. The blood flow through the "resting" arm during hand-grip contractions. *Circ. Res.*, 48:(suppl.1), 6, I-104-I-109, 1981.
- LINSSEN, W.H.J.P., STEGEMAN, D.F., JOOSTEN, E.M.G., BINKHORST, R.A., KERKS, M.J.H., LAAK, H.J.T., NOTERMANS, S.L.H. Fatigue in type I fiber predominance: a muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and type II muscle fibers. *Muscle & Nerve*, 14:829-837, 1991.

LIPORONE, M.A., BARCELLOS, S.R., OLIVEIRA, L., SILVA, E., CATAI, A.M., MILAN, L.A., GALLO Jr., L., TREVELIN, L.C. Aplicativo gráfico para a análise de dados relativos à frequência cardíaca obtidos a partir de eletrocardiograma e armazenados em arquivos. In: Congresso de Iniciação Científica da UFSCar (CIC-UFSCar), 5, 1997, São Carlos-SP. *Anais...* São Carlos: UFSCar, 1997, p. 64.

LYNX, TECNOLOGIA ELETRÔNICA LTDA. Programa de Manipulação e Análise de Sinais para Microcomputadores, v. 1, versão 2, 1993.

MACIEL, B.C. Regulação autonômica da frequência cardíaca em indivíduos normais. Contribuição ao estudo da resposta cronotrópica ao exercício físico (dinâmico e isométrico). Ribeirão Preto-SP: FMRP-USP, 1979. Dissertação (Mestrado em Clínica Médica) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 1979.

MACIEL, B.C. *Contribuição de mecanismos autonômicos nas modificações da frequência cardíaca induzida pelo treinamento físico.* Ribeirão Preto-SP: FMRP-USP, 1979. Tese (Doutorado em Clínica Médica) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 1983.

MACIEL, B.C., GALLO JR., L., MARIN NETO, J.A., MARTINS L.E.B. Autonomic nervous control of the heart rate during isometric exercise in normal man. *Pflügers Arch., Eur. J. Physiol.*, 408:173-177. 1987.

- MACIEL, B.C., GALLO JR., L., MARIN NETO, J.A., MARTINS, L.E.B. Leg endurance training has no effect on the autonomic control of heart rate during isometric exercise. *Braz. J. Med. Biol. Res.*, 22:225-232, 1989.
- MARTIN, C.E., SHAVER, J.A.; LEON, D.F., THOMPSON, M.E., REDDY, P.S., LEONARD, J.J. Autonomic mechanisms in hemodynamic responses to isometric exercise. *J. Clin. Invest.*, 54: 104-115, 1974.
- McCLOSKEY, D.I., MITCHELL, J.H. Reflex cardiovascular and respiratory responses originating in exercising muscle. *J. Physiol.*, 224:173-186, 1972.
- McCLOSKEY, D.I., STREATFEILD, K.A. Muscular reflex stimuli to the cardiovascular system during isometric contractions of muscle groups of different mass. *J. Physiol.*, 250:431-41, 1975.
- MILNER-BROWN, H.S., STEIN, R.B., YEMM, R. Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contraction. *J. Physiol.*, 230: 371-390, 1973.
- MISNER, J.E., GOING, S.B., MASSEY, B.H., BALL, T.E., BEMBEM, M.G., ESSANDOH, L.K. Cardiovascular response to sustained maximal voluntary static muscle contraction. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 22(2):194-199, 1990.
- MITCHELL, J.A., WINDENTHAL, K. Static (isometric) exercise and the heart rate: physiological and clinical considerations. *Am. Rev. Med.*, 25:369-381, 1974.

- MITCHELL, J.H., PAYNE, F.C., SALTIN, B., SCHIBYE, B. The role of muscle mass in the cardiovascular response to static contractions. *J. Physiol.*, 309:45-54, 1980.
- MITCHELL, J.H., KAUFMAN, M.P., IWAMOTO, G.A. The exercise pressor reflex: its cardiovascular effects, afferent mechanisms, and central pathways. *Annu. Rev. Physiol.*, 45:229-242, 1983.
- MITCHELL, J.H. Neural control of the circulation during exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 22(2):141-154, 1990.
- MONSTER, A.W. Firing rate behavior of human motor units during isometric voluntary contraction: relation to unit size. *Brain Res.*, 171:349-354, 1979.
- MONSTER, A.W., CHAN, H. Isometric force production by motor units of extensor digitorum communis muscle in man. *J. Neuro-physiol.*, 40:1432-1443, 1977.
- MONTEIRO PEDRO, V. Atividade eletromiográfica do músculo vasto medial oblíquo em esforços isométricos e isotônicos das articulações do quadril e do joelho. Piracicaba-SP: FOP-UNICAMP, 1995. 177p. Tese (Doutorado em Ciências) - CPG em Biologia e Patologia Bucodental, Área de Anatomia, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995.

MORITANI, T., DeVRIES, H.A. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram and force of isometric contraction. *Am. J. Phys. Med.*, 57:263-277, 1978.

MURPHEY, D.L., BLANTON, P.L., BIGGS, N.L. Electromyographic investigation of the knee in normal adults. *Am. J. Phys. Med.*, 5(2):80-90, 1971.

NAGLE, F.J., SEALS, D.R., HANSON, P. Time to Fatigue During Isometric Exercise Using Different Muscle Masses. *Int. J. Sports Med.*, 9:313-315, 1988.

NETER, J., WASSERMAN, W., KUTNER, M.H. Randomized block designs – II. In: *Applied linear statistical models: regression, analysis of variance, and experimental designs*. 3.ed. Boston: IRWIN, 1990. p. 946-969.

NG, A.V., AGRE, J.C., HANSON, P., HARRINGTON, M.S., NAGLE, F.J. Influence of muscle length and force on endurance and pressor responses to isometric exercise. *J. Appl. Physiol.*, 76(6):2561-2569, 1994.

O'LEARY, S.D. Heart rate control during exercise by baroreceptors and skeletal muscle afferents. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 28(2):210-217, 1996.

- 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. In: Reunião Anual da Federação de Sociedades de Biologia Experimental-FeSBE, 11^a, 1996, Caxambu-MG. *Anais...* São Paulo: FeSBE, 1996. p. 317.
- PEREZ-GONZALES, J.F., SCHILLER, N.B., PARMLEY, W.W. Direct and noninvasive evaluation of the cardiovascular response to isometric exercise. *Circ.Res.*, 48(6):138-148 (Suppl. I), 1981.
- PETRO, J.K., HOLLANDER, A.P., BOUMAN, L.N. Instantaneous cardiac acceleration in man induced by a voluntary muscle contraction. *J. Appl. Physiol.*, 29:794-798, 1970.
- PETROFSKY, J.S., GLASER, R.M., PHILLIPS, C.A., LIND, A.R., WILLIAMS, C. *Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue*. Biomedical Engineering and Applied Physiology Laboratories, Departments of Engineering and Physiology, Wright State University, Dayton, USA, 214-223, 1982.
- PETROFSKY, J.S., LIND, A.R. Isometric strength, endurance, and the blood pressure and heart rate responses during isometric exercise in healthy men and women, with special reference to age and body fat content. *Pflügers Arch.*, 360, 49-61, 1975.

- POLGAR, J., JOHNSON, M.A., WIGHTMAN, D., APPLETON, D. Data fibre size in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J. Neurol. Sci.*, 19:307-318, 1973.
- PORTNEY, L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: SULLIZAN, O., SUZAN, D., THOMAS, J.S. *Reabilitação física: avaliação e tratamento*. 2.ed. São Paulo: Manole, 1993. p.183-223.
- RAMOS, U.M., MUNDALÉ, M.O., AWAD, E.A., WITSOE, D.A., COLE, T.M., OLSON, M., KOTTKE, F.J. Cardiovascular effects of spread of excitation during prolonged isometric exercise. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 54:496-504, 1973.
- ROBINSON, B.F., EPSTEIN, S.E., BEISER, G.D., BRAUWALD, E. Control of heart rate by the autonomic nervous system studies in man on the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise. *Circ. Res.*, 19: 400-411, 1966.
- RODRIGUEZ, A.A., AGRE, J.C., KNUDTSON, E.R., FRANKE, C.T.M., NG, .A.V. Acoustic myography compared to electromyographic during isometric fatigue and recovery. *Muscle & Nerve*, 16:188-92, 1993.
- ROWELL, L.B. Human cardiovascular adjustments to exercise and thermal stress. *Physiol. Rev.*, 54:75-159, 1974.

- ROWELL, L.B. & O'LEARY, S.D. Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes. *J. Appl. Physiol.*, 69: 407-418, 1990.
- ROWELL, L.B. Reflex control of the circulation during exercise. *Int. J. Sports Med.*, 13:S25-S27, 1992.
- SAITO, M. Differences in muscle sympathetic nerve response to isometric exercise in different muscle groups. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 70(1):26-35, 1995.
- SEALS, D.R. Influence of muscle mass on sympathetic neural activation during isometric exercise. *J. Appl. Physiol.*, 67(5):1801-1806, 1989.
- SEALS, D.R., ENOKA, R.M. Sympathetic activation is associated with increases in EMG during fatiguing exercise. *J. Apply. Physiol.*, 66(1):88-95, 1989.
- SEALS, D.R., WASHBURN, R.A., HANSON, P.G., PAINTER, P.L., NAGLE, F.J. Increased cardiovascular response to static contraction of larger muscle groups. *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.*, 54(2): 434-7, 1983.
- SIEGEL, S. Nonparametric statistics for the behavioral sciences. New York: McGraw-Hill, 1956. p. 1-312.

- SILVA, E. *Modelos matemáticos da resposta da frequência cardíaca ao exercício físico dinâmico em indivíduos normais*. Campinas-SP, UNICAMP, 1988. 187p. Dissertação (Mestre em Ciências Biológicas) - Depto. de Fisiologia e Biofísica da Universidade Estadual de Campinas, 1988.
- SILVA, E., CATAI, A.M., TREVELIN, 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 computerized system to evaluate the cardiac function during dynamic exercise. *Physics Med. Biol.*, 33a:409, 1994.
- SODERBERG, G.L. & COOK, T.M. Electromyography in biomechanics. *Phys. Ther.*, 64:1813-20, 1984.
- SODERBERG, G.L., MINOR, S.D., ARNOLD, K., HENRY, T., CHATTERSON, J.K., POPPE, D.R., WALL, C. Electromyographic analysis of knee exercises in healthy subjects and in patients with knee pathologies. *Phys. Ther.*, 67:1691-6, 1987.
- TANJI, J., KATO, M. Firing rate of individual motor units in voluntary contraction of abductor digiti minimi muscle in man. *Exp. Neurol.*, 40:771-783, 1973.
- TAYLOR, J.A., HAND, G.A., JOHNSON, D.G., SEALS D.R. Sympathoadrenal-circulatory regulation during sustained isometric exercise in young and older men. *Am. J. Physiol.*, 261 (Regulatory Integrative Comp. Physiol. 30): R1061-R1069, 1991.

- TAYLOR, J.A., HAYANO, J., SEALS, D.R. Lesser vagal withdrawal during isometric exercise with age. *J. Appl. Physiol.*, 79(3):805-811, 1995.
- WILLIAMS, C.A. Effect of muscle mass on the pressor response in man during isometric contractions. *J. Physiol.*, 435:573-584, 1991.
- WILLIAMS, C.A., LIND, A.R. The influence of straining maneuvers on the pressure response during isometric exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 56(2):230-7, 1987.
- WILLIAMSON, J.W., NÓBREGA A.C.L., WINCHESTER P.K., ZIM S., MITCHELL J.H. Instantaneous heart rate increase with dynamic exercise: central command and muscle-heart reflex contributions. *J. Appl. Physiol.*, 78(4):1273-1279, 1995.
- YASUDA, K., SASAKI, T. Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction: the force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 220(7):275-283, 1987.

APÊNDICE 1
PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA



Cidade Universitária "Zelferino Vaz"
27 de junho de 1995

COMISSÃO DE ÉTICA MÉDICA DO HC/UNICAMP

CONSULTA No. 288/95-C.Ética

ASSUNTO: Projeto de Pesquisa: "Influência da Força de Contração Muscular sobre os Ajustes Autonômicos do Coração na Resposta da Frequência Cardíaca durante Exercício Isométrico"

INTERESSADO: Ester da Silva

RELATOR: Dr. Willian Cirillo

P A R E C E R


O presente trabalho tem como objetivo principal investigar possíveis correlações entre os processos de ajuste autonômico com a atividade mioelétrica durante exercício isométrico de contração voluntária máxima (CVM) em relação às contrações dos grupos musculares envolvidos na extensão e flexão do joelho.

O experimento a ser realizado na pesquisa constará de testes de exercícios físicos, em condições não-invasivas, utilizando-se exercício isométrico.

O paciente será instruído, antes de iniciar os testes, sobre os sinais e sintomas que devem alertá-lo a parar. Além disto, será observado por uma equipe treinada e alerta a qualquer alteração que possa sugerir a interrupção do esforço exigido.



O Termo de Consentimento está completo e bem elaborado. Não havendo, portanto, restrições éticas à condução do presente estudo.


Dr. Willian Cirillo
MEMBRO RELATOR


Dra. Maria Tereza M. Baptista
PRESIDENTE DA COMISSÃO DE ÉTICA MÉDICA
HC/UNICAMP

APÊNDICE 2
CONSENTIMENTO FORMAL

CONSENTIMENTO FORMAL DE PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO DA INFLUÊNCIA DO EXERCÍCIO ISOMÉTRICO NAS RESPOSTAS DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E ELETROMIOGRÁFICAS NO HOMEM

RESPONSÁVEIS:

Orientador: Prof. Dr. Lourenço Gallo Jr.

Co-orientador: Prof. Dr. Fausto Bérzin

Pesquisadora: Profa. Ester da Silva

Eu, _____ portador do RG No. _____, residente: Rua _____ no. _____ Bairro _____, na cidade de _____ Estado _____, concordo em participar do projeto de pesquisa proposto pela Profa. Ester da Silva.

A pesquisa tem por finalidade observar a resposta autonômica, simpática e parassimpática do coração, através da resposta da frequência cardíaca (FC), bem como a atividade mioelétrica dos músculos reto femoral e bíceps femoral durante exercício isométrico máximo de flexão e extensão da articulação do joelho.

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, com o objetivo de detectar possíveis alterações cardiovasculares, musculares ou articulares que contraindique minha participação na pesquisa.

A sua continuidade dá-se com um teste de exercício isométrico máximo (TEIM) de flexão e de extensão do joelho por 10 s. em cada contração, com intervalos de repouso entre uma contração e outra. Durante o TEIM, a FC será registrada batimento a batimento a partir do ECG durante 6 min deitado, 6 min sentado, durante o período de contração e 5 min após. A nova contração será imposta quando os valores de FC voltarem aos valores de repouso. A atividade mioelétrica será obtida através da eletromiografia de superfície, 5 s antes da contração, durante 10 s de contração e 5 s após.

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 esforço 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 a reconhecer meus limites fisiológicos durante o esforço máximo isométrico, servindo também como parâmetro para treinamentos físicos que evitem sobrecarga cardiorrespiratória, muscular e articular.

As informações obtidas durante as avaliações e os exames laboratoriais serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas 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 1995.

Assinatura do Voluntário

Responsáveis:

Prof. Dr. Lourenço Gallo Júnior Profa. Ester da Silva Prof. Dr. Fausto Bérzin

APÊNDICE 3
FICHA DE AVALIAÇÃO

AVALIAÇÃO No.: ____ DATA: _____

1. DADOS PESSOAIS:

NOME _____
 SEXO MASC. () FEM. ()
 NASCIMENTO ____/____/19____ IDADE: _____ ANOS
 LOCALIDADE _____/____ RAÇA: BCA () NEGRA () AMARELA ()
 CIDADE EST.
 PROFISSÃO _____ LOCAL DE TRABALHO _____
 ESCOLARIDADE PRIM. () SEC. () COLEGIAL/TEC. () UNIVERS. ()
 ESTADO CIVIL SOLTEIRO () CASADO () DESQ./DIVORC. () VIÚVO ()
 ENDEREÇO RUA (AV/AL) _____ Nº ____
 BAIRRO _____ CIDADE _____ UF ____
 CEP _____ TELEFONE (____) _____

2. HÁBITOS DE VIDA:

2.1. QUAL O NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA?

- () SEDENTÁRIO
 () NORMAL DE VIDA ATIVA
 () REALIZA ATIVIDADE FÍSICA REGULARMENTE:

FREQÜÊNCIA	DURAÇÃO	MODALIDADE
() 1 X POR SEMANA		
() 2 X POR SEMANA		
() 3 X POR SEMANA		
() + 3 X POR SEMANA		

() ALTAMENTE CONDICIONADO. POSSUI ORIENTAÇÃO: () SIM () NÃO

2.2. É FUMANTE? SIM () NÃO ()

SE SIM: QTD. CIGARROS/DIA _____

SE NÃO: JÁ FUMOU ANTES? SIM () NÃO ()

SE SIM: QTD. CIGARROS/DIA _____
HÁ QTO. TEMPO PAROU? _____
PERÍODO FUMANTE _____

2.3. POSSUI HÁBITO DE INGERIR BEBIDAS ALCOÓLICAS? SIM () NÃO ()

SE SIM: TIPO: DESTILADOS () FERMENTADOS () AMBOS ()

QTD.: _____ HÁ QTO. TEMPO? _____

FREQÜÊNCIA: () RARAMENTE
() 1 VEZ POR SEMANA
() 2 OU 3 VEZES POR SEMANA
() TODOS OS DIAS

2.4. FAZ ALGUM TIPO DE DIETA ALIMENTAR?

() SIM QUAL O TIPO? _____
HÁ QTO. TEMPO? _____

() NÃO

HÁBITO ALIMENTAR		QTD.	FREQ.
<input type="checkbox"/> CARNE	<input type="checkbox"/> PEIXE		
	<input type="checkbox"/> AVES		
	<input type="checkbox"/> BOVINA		
	<input type="checkbox"/> PORCO		
<input type="checkbox"/> LEITE			
<input type="checkbox"/> SAL SEM CONTROLE			
<input type="checkbox"/> FRITURAS			
<input type="checkbox"/> MASSAS			
<input type="checkbox"/> FIBRAS			
<input type="checkbox"/> LEGUMES			
<input type="checkbox"/> FRUTAS			
<input type="checkbox"/> CAFÉ			
<input type="checkbox"/> CHOCOLATE			
<input type="checkbox"/> CHÁ CAFEINADO			
<input type="checkbox"/> OVOS			
<input type="checkbox"/> CREME DE LEITE			
<input type="checkbox"/> AÇÚCAR			
<input type="checkbox"/> FEIJOADA			
<input type="checkbox"/> CEREAIS			
<input type="checkbox"/> REFRIGERANTES			

QTD.:

P = pequena

M = média

G = grande

FREQ.:

+ raramente

++ 2 ou 3 vezes por
semana

+++ todos os dias

2.5. NÍVEL DE STRESS APRESENTADO: PROFISSÃO

- TRABALHO NORMAL EM AMBIENTE TRANQUÍLO
- TRABALHO COM STRESS E PREOCUPAÇÕES MODERADAS
- TRABALHO ESTAFANTE EM AMBIENTE ESTRESSANTE

2.6. NÍVEL DE STRESS APRESENTADO: PERSONALIDADE E ESTILO DE VIDA

- VIDA NORMAL SEM QUEIXAS
- SONO NORMAL/FISIOLÓGICO
- PROBLEMAS CONJUGAIS E/OU FAMILIARES
- SONO PERTURBADO COM MENOS DE 8 HORAS POR DIA
- COMPORTAMENTO TIPO "A"

3. DADOS CLÍNICOS:**3.1. VISITAS AO MÉDICO:**

ÚLTIMA DATA ___/___/19___

FREQUÊNCIA DE VISITAS: _____

DOENÇAS DIAGNOSTICADAS: _____

3.2. ANTECEDENTES ORTOPÉDICOS:

Lesão ou trauma na articulação do Joelho

SIM () NÃO ()

3.3. APRESENTA DOENÇAS ASSOCIADAS A:

	SIM	NÃO	TIPO	QTO. TEMPO	TRATAMENTO
TIREÓIDE					
DIABETES					
DISLIPEMIA					
OBESIDADE					
RENAIS					
PULMONARES					

OBSERVAÇÕES: _____

4. ANTECEDENTES FAMILIARES:**4.1. APRESENTA ANTECEDENTES FAMILIARES DE DOENÇAS ASSOCIADAS?** SIM NÃO

SE SIM, ESPECIFICAR:

CATEGORIA	PARENTESCO	HÁ QTO. TEMPO
ALTER. DA TIREÓIDE		
DIABETES		
DISLIPEMIA		
OBESIDADE		
RENAIS		
PULMONARES		

4.2. APRESENTA ANTECEDENTES FAMILIARES DE D.C.V.? SIM NÃO

SE SIM, ESPECIFICAR:

CATEGORIA	GRAU DE PARENTESCO

5. SINAIS VITAIS E EXAME FÍSICO:

FC _____ BPM FR _____ RPM ALTURA _____ m PESO _____ Kg

PRESSÃO ARTERIAL

PA₁ _____ mmHg PA₂ _____ mmHg PAMÉDIA _____ mmHg

Comprimento do membro inferior direito: _____ cm

Comprimento do membro inferior esquerdo: _____ cm

Perna de apoio: D () E ()

Destro () Sinistro ()

DOBRAS CUTÂNEAS:

Tríceps	D _____	E _____
Subescapular	D _____	E _____
Abdominal	D _____	E _____
Supra-Ilíaca	D _____	E _____
Recto-femoral	D _____	E _____
Panturrilha	D _____	E _____

DIÂMETRO:

Punho	D _____	E _____
Úmero	D _____	E _____
Fêmur	D _____	E _____

PERÍMETRO:

Coxa	D _____	E _____
Perna	D _____	E _____

Joelho: Normal () Varo () Valgo () Hiperextensão ()
 Patela: Normal () Hipermóvel () Hipomóvel ()
 Alta () Lateralizada () Medializada ()

Coluna vertebral: Normal ()
 Escoliose () Nível _____
 Hiperlordose () Nível _____
 Cifose () Nível _____

Outras alterações: _____

APÊNDICE 4

TABELAS

TABELA I: Características antropométricas, idade e composição corporal observadas nos voluntários estudados (N = 14).

Voluntário	Idade	Altura	Peso	Compri- mento dos membros inferiores	Tecido Adiposo		Tecido Magro		Água Corporal		Biorresis- tência
	(anos)	(cm)	(kg)	(cm)	(%)	(kg)	(kg)	(l)	%Tecido Magro	(ohms)	
ABGC	22,0	178,0	76,0	98,0	18,9	15,5	67,0	45,7	68,2	530,0	
CCRF	22,0	181,0	83,7	96,0	16,2	13,5	70,2	50,0	71,2	431,0	
CAMC	22,0	181,0	84,8	98,0	18,2	15,4	69,4	48,7	70,2	453,0	
FA	21,0	179,5	72,5	94,0	17,6	12,7	59,8	40,6	67,9	538,0	
FR	19,0	185,0	91,0	98,0	17,3	15,6	75,4	53,9	71,5	419,0	
HC	20,0	187,0	72,0	100,0	9,1	6,5	65,5	45,6	69,6	492,0	
JLLS	22,0	178,0	73,7	94,0	12,6	10,3	63,4	50,7	70,7	437,0	
LFP	22,0	185,0	86,0	101,0	18,4	15,8	70,2	49,1	69,9	470,0	
MAC	23,0	179,0	86,0	93,0	16,2	13,9	72,1	51,7	71,7	406,0	
MSD	20,0	188,0	82,5	99,0	18,9	15,5	67,0	45,7	68,2	530,0	
RSP	23,0	180,0	85,8	94,0	20,6	17,6	68,2	47,4	69,5	467,0	
RTPI	20,0	179,0	79,0	98,0	20,3	15,9	63,1	43,2	68,5	513,0	
RV	19,0	183,0	89,5	98,0	15,9	14,2	75,8	54,4	71,8	402,0	
RZM	21,0	188,0	81,0	103,0	15,7	12,6	68,4	47,4	69,3	495,0	
Média	21,1	182,3	81,7	97,4	16,9	13,9	68,3	48,2	69,9	470,2	
d.p.	1,4	3,7	6,2	2,9	3,0	2,8	4,5	3,9	1,4	47,2	
Mínimo	19,0	178,0	72,0	93,0	9,1	6,5	59,8	40,6	67,9	402,0	
1º Quartil	20,0	179,1	76,8	94,5	16,0	12,9	65,9	45,7	68,7	432,5	
Mediana	21,5	181,0	83,1	98,0	17,5	14,8	68,3	48,1	69,8	468,5	
3º Quartil	22,0	185,0	86,0	98,8	18,8	15,6	70,2	50,5	71,1	508,5	
Máximo	23,0	188,0	91,0	103,0	20,6	17,6	75,8	54,4	71,8	538,0	

centímetro = cm; quilograma = kg; litro = l.

TABELA II: Pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD), frequência cardíaca (FC), nível de atividade física e hábitos em relação ao cigarro e bebida alcoólica, Dominância e perna de apoio dos voluntários estudados (N = 14).

Voluntário	PAS	PAD	FC	Nível de Ativ. Física	No. de Cigarros	Ingestão de álcool	Dominância		Perna de Apoio	
	(mmHg)	(mmHg)	(bpm)	(h/sem)	(unid/dia)	(ml/dia)	D	E	D	E
ABGC	110	76	76	2	0	51,4	X			X
CCRF	130	75	88	0	0	0,0	X			X
CAMC	120	68	68	3	0	0,0	X			X
FA	120	80	68	0	0	6,4	X		X	
FR	115	70	56	5	0	51,4	X			X
HC	110	70	56	7	0	45,0	X		X	
JLLS	120	70	68	4	0	12,9	X		X	
LFP	120	80	65	3	0	19,3	X	X		X
MAC	100	78	60	1	0	19,3	X		X	
MSD	100	68	66	0	0	6,4	X		X	
RSP	106	72	72	3	6	64,3	X			X
RTPI	120	78	80	2	0	19,3	X		X	
RV	110	78	64	0	0	12,9	X		X	
RZM	116	70	60	3	0	16,1	X			X
Média	114,1	73,8	67,6	2,4	0,4	23,1				
d.p.	8,5	4,5	9,1	2,1	1,6	21,2				
Mínimo	100,0	68,0	56,0	0,0	0,0	0,0				
1º quartil	110,0	70,0	61,0	0,3	0,0	8,4				
Mediana	115,5	73,5	67,0	2,5	0,0	18,0				
3º quartil	120,0	78,0	71,0	3,0	0,0	38,6				
Máximo	130,0	80,0	88,0	7,0	6,0	64,3				

milímetro de mercúrio = mmHg; batimentos por minuto = bpm; hora = h; semana = sem; unidade = unid; mililitro = ml; direito = D; esquerdo = E.

TABELA III: Condições ambientais durante os experimentos.

Voluntário	Umidade Relativa do Ar (%)	Temperatura (° Celsius)
ABCG	42	21
CAMC	58	23
CCRF	45	24
FA	42	24
FR	41	25
HC	46	24
JLLS	60	22
LFP	46	24
MAC	41	25
MSD	53	23
RSP	46	23
RTPI	58	23
RV	42	22
RZM	58	22
Média	48,4	23,2
d.p.	7,3	1,2
Mínimo	41,0	21,0
1º quartil	42,0	22,3
Mediana	46,0	23,0
3º quartil	56,8	24,0
Máximo	60,0	25,0

TABELA IV: Valores de frequência cardíaca durante o repouso que antecedeu o exercício isométrico de contração voluntária máxima de extensão e de flexão dos joelhos: direito, esquerdo e de ambos.

Voluntário	EXTENSÃO			FLEXÃO		
	Direito	Esquerdo	Ambos	Direito	Esquerdo	Ambos
ABGC	88	88	89	93	91	88
CAMC	72	77	83	79	77	75
CCRF	90	81	90	91	92	90
FA	90	92	89	95	97	99
FR	69	71	69	75	74	72
HC	67	66	69	72	71	73
JLLS	66	74	73	73	74	85
LFP	68	68	65	69	65	77
MAC	64	54	54	58	61	64
MSD	92	97	92	94	99	97
RSP	70	71	73	71	76	71
RTPI	89	93	95	98	98	98
RV	67	67	70	72	71	75
RZM	58	62	58	68	64	69
Média	75,0	75,8	76,4	79,1	79,3	80,9
d.p.	11,9	12,8	13,2	12,6	13,4	11,7
Mínimo	58,0	54,0	54,0	58,0	61,0	64,0
1º quartil	67,0	67,3	69,0	71,3	71,0	72,3
Mediana	69,5	72,5	73,0	74,0	75,0	76,0
3º quartil	88,8	86,3	89,0	92,5	91,8	89,5
Máximo	92,0	97,0	95,0	98,0	99,0	99,0

TABELA V: Frequência cardíaca pico aos 10 s de exercício isométrico de contração voluntária máxima de extensão e de flexão dos joelhos: direito, esquerdo e de ambos.

Voluntário	EXTENSÃO			FLEXÃO		
	Direito	Esquerdo	Ambos	Direito	Esquerdo	Ambos
ABGC	123	126	128	122	123	117
CAMC	113	113	118	106	105	107
CCRF	132	122	117	117	116	111
FA	129	129	127	119	120	120
FR	109	117	112	104	102	117
HC	110	110	109	106	110	118
JLLS	102	98	117	108	107	114
LFP	113	110	104	96	101	112
MAC	104	104	102	94	91	96
MSD	116	128	133	109	113	127
RSP	103	103	110	90	100	103
RTPI	117	125	127	121	119	128
RV	106	122	116	104	109	105
RZM	101	87	104	91	95	101
Média	112,7	113,9	116,0	106,2	107,9	112,6
d.p.	9,8	12,6	9,9	10,8	9,6	9,5
Mínimo	101,0	87,0	102,0	90,0	91,0	96,0
1º quartil	104,5	105,5	109,3	98,0	101,3	105,5
Mediana	111,5	115,0	116,5	106,0	108,0	113,0
3º quartil	116,8	124,3	124,8	115,0	115,3	117,8
Máximo	132,0	129,0	133,0	122,0	123,0	128,0

TABELA VI: Valores da variação da FC (bpm) entre a média durante o repouso de 65 s inicial e aos 10 s (ΔFC) durante o exercício isométrico de contração voluntária máxima de extensão e de flexão dos joelhos: direito, esquerdo e de ambos.

Voluntário	EXTENSÃO			FLEXÃO		
	Direito	Esquerdo	Ambos	Direito	Esquerdo	Ambos
ABGC	35	38	39	29	32	29
CAMC	41	36	35	27	28	32
CCRF	42	41	27	26	24	21
FA	39	37	38	24	23	21
FR	40	46	43	29	28	45
HC	43	44	40	34	39	45
JLLS	36	24	44	35	33	29
LFP	45	42	39	27	36	35
MAC	40	50	48	36	30	32
MSD	24	31	41	15	14	30
RSP	33	32	37	19	24	32
RTPI	28	32	32	23	21	30
RV	39	55	46	32	38	30
RZM	43	25	46	23	31	32
Média	37,7	38,1	39,6	27,1	28,6	31,6
d.p.	6,0	9,0	5,8	6,1	7,0	6,9
Mínimo	24,0	24,0	27,0	15,0	14,0	21,0
1º quartil	35,3	32,0	37,3	23,3	24,0	29,3
Mediana	39,5	37,5	39,5	27,0	29,0	31,0
3º quartil	41,8	43,5	43,8	31,3	32,8	32,0
Máximo	45,0	55,0	48,0	36,0	39,0	45,0

TABELA VII: Valores da FC média (bpm) durante os 10 s de exercício isométrico de contração voluntária máxima de extensão e de flexão dos joelhos: direito, esquerdo e de ambos.

Voluntário	EXTENSÃO			FLEXÃO		
	Direito	Esquerdo	Ambos	Direito	Esquerdo	Ambos
ABGC	27	17	17	9	13	19
CAMC	18	20	25	10	10	13
CCRF	29	15	30	17	10	16
FA	22	26	22	11	11	10
FR	25	31	23	14	16	22
HC	27	28	25	16	27	39
JLLS	21	17	24	19	15	20
LFP	30	30	32	22	19	30
MAC	28	30	38	29	17	20
MSD	19	23	29	11	10	18
RSP	20	23	26	14	15	22
RTPI	17	22	22	16	11	26
RV	36	47	38	34	35	28
RZM	36	27	31	23	28	24
Média	25,4	25,4	27,3	17,5	16,9	21,9
d.p.	6,2	8,1	6,1	7,3	7,8	7,4
Mínimo	17,0	15,0	17,0	9,0	10,0	10,0
1º quartil	20,3	20,5	23,3	11,8	11,0	18,3
Mediana	26,0	24,5	25,5	16,0	15,0	21,0
3º quartil	28,8	29,5	30,8	21,3	18,5	25,5
Máximo	36,0	47,0	38,0	34,0	35,0	39,0

TABELA VIII: Valores de RMS da amplitude dos sinais EMG (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de 10 s, aos movimentos de extensão dos joelhos direito, esquerdo e de ambos.

	Extensão do joelho direito						Extensão do joelho esquerdo						Extensão de ambos												
	Direito			Esquerdo			Direito			Esquerdo			Direito			Esquerdo									
	Reto	Bíceps	Reto	Bíceps	Reto	Bíceps	Reto	Bíceps	Reto	Bíceps	Reto	Bíceps	Reto	Bíceps	Reto	Bíceps	Reto	Bíceps							
Voluntário	557,55	282,02	32,49	45,41	180,38	81,79	739,80	354,86	543,10	241,85	689,21	291,11	460,96	196,08	11,06	13,05	11,32	12,08	528,40	183,37	409,87	145,25	275,29	133,11	
ABGC	719,64	70,50	9,03	157,41	47,75	79,46	516,60	96,44	661,06	63,40	510,62	80,70	507,33	66,43	91,53	9,08	130,21	18,92	809,37	74,16	325,17	51,00	574,89	78,11	
FR	465,94	63,58	140,36	73,39	7,79	145,03	782,78	200,79	617,96	74,69	627,61	192,90	896,68	203,87	18,76	26,90	13,85	14,00	856,86	221,64	1035,71	238,09	823,16	226,76	
HC	607,99	102,66	22,23	47,65	13,44	31,48	560,19	191,70	407,20	84,67	585,59	176,56	368,78	77,67	19,68	15,15	12,10	129,58	473,32	50,74	327,20	70,83	419,31	127,45	
JLLS	567,53	275,07	46,20	33,26	8,39	77,67	546,49	260,45	602,95	251,80	598,28	224,17	415,24	216,69	14,94	101,99	16,09	83,19	607,65	318,30	704,99	224,40	521,04	276,69	
RSP	389,30	45,30	88,24	26,92	12,31	14,03	384,72	62,96	449,22	49,54	433,06	69,53	569,10	77,85	48,52	62,42	96,20	32,30	540,72	73,87	503,21	66,56	430,83	52,97	
RTPI	595,63	209,90	22,58	230,96	17,14	146,95	599,72	257,15	425,95	133,25	321,91	175,63	750,00	375,38	94,93	23,45	15,58	13,56	699,90	134,42	896,05	342,61	675,21	140,12	
RZM	562,3	161,6	47,2	61,9	41,6	62,9	617,6	177,2	565,0	145,6	534,7	160,4	148,5	103,6	40,6	63,3	54,4	50,5	138,9	98,6	208,3	96,0	149,7	76,4	
Média	368,8	45,3	9,0	9,1	7,8	12,1	384,7	50,7	325,2	49,5	275,3	53,0	462,2	72,3	19,0	24,3	12,2	15,3	531,5	79,7	413,9	67,6	431,4	92,4	
d.p.	562,5	149,4	27,5	39,3	14,7	55,0	580,0	187,5	523,2	109,0	548,0	157,9	604,9	215,0	78,3	70,6	40,1	82,8	729,8	248,3	650,3	234,7	620,3	216,4	
Mínimo	896,7	375,4	140,4	231,0	180,4	147,0	856,9	354,9	1035,7	342,6	823,2	291,1	1° quartil	462,2	149,4	27,5	39,3	14,7	55,0	580,0	187,5	523,2	109,0	548,0	157,9
Mediana	604,9	215,0	78,3	70,6	40,1	82,8	729,8	248,3	650,3	234,7	620,3	216,4	3° quartil	604,9	215,0	78,3	70,6	40,1	82,8	729,8	248,3	650,3	234,7	620,3	216,4
Máximo	896,7	375,4	140,4	231,0	180,4	147,0	856,9	354,9	1035,7	342,6	823,2	291,1													

TABELA IX: Valores de RMS da amplitude dos sinais da EMG (μV) dos músculos reto e bíceps femoral direito e esquerdo, obtidos nos TEIMs de 10 s, aos movimentos de flexão dos joelhos direito, esquerdo e de ambos.

	Flexão do joelho direito						Flexão do joelho esquerdo						Flexão de ambos						
	Direito			Esquerdo			Direito			Esquerdo			Direito			Esquerdo			
	Reto	Bíceps		Reto	Bíceps		Reto	Bíceps		Reto	Bíceps		Reto	Bíceps		Reto	Bíceps		
Voluntário																			
ABGC	144,93	589,20	63,43	284,48			19,52	14,52	22,33	244,33			30,82	177,29	37,84	154,00			
CAMC	14,56	200,45	137,62	8,73			98,36	10,84	21,68	182,10			13,91	89,01	23,01	185,17			
CCRF	23,50	430,40	130,95	14,67			52,74	10,52	15,69	662,91			26,45	421,50	21,64	527,87			
FA	13,79	369,75	6,48	5,58			7,02	22,66	13,86	192,60			14,85	310,69	11,62	167,87			
FR	23,61	419,98	51,36	18,40			21,41	105,09	25,28	385,36			20,19	286,84	25,50	217,95			
HC	36,94	477,31	113,48	9,12			65,87	8,63	27,15	382,84			47,54	568,24	32,65	392,68			
JLLS	13,88	353,01	19,56	10,41			37,59	17,35	25,95	195,93			13,52	128,58	150,74	20,80			
LFP	21,97	226,30	116,99	12,42			7,83	11,76	32,22	166,46			19,31	244,58	19,79	135,89			
MAC	28,97	206,97	19,30	8,37			31,78	16,25	175,40	227,52			31,64	210,08	168,38	29,76			
MSD	22,22	234,71	93,75	27,50			26,11	16,98	22,00	186,62			34,12	148,83	31,37	139,23			
RSP	19,20	251,50	10,95	34,84			10,55	10,01	20,95	257,27			100,72	256,32	19,35	228,11			
RTPI	36,52	575,51	145,89	16,34			197,47	27,55	31,49	456,55			38,74	454,20	73,50	363,26			
RV	31,51	266,57	111,70	27,97			15,45	44,36	25,81	202,01			29,93	187,99	24,37	178,16			
RZM	20,16	218,24	16,01	14,82			8,59	27,87	24,13	251,45			22,46	152,08	26,56	220,79			
Média	32,3	344,3	74,1	35,3			42,9	24,6	34,6	285,3			31,7	259,7	47,6	211,5			
d.p.	33,3	136,2	52,7	72,2			51,5	25,1	40,9	140,4			22,2	137,9	49,7	136,9			
Mínimo	13,8	200,5	6,5	5,6			7,0	8,6	13,9	166,5			13,5	89,0	11,6	20,8			
1º quartil	19,4	228,4	19,4	9,4			11,8	11,1	21,8	193,4			19,5	158,4	22,0	142,9			
Mediana	22,9	309,8	78,6	14,7			23,8	16,6	24,7	235,9			28,2	227,3	26,0	181,7			
3º quartil	30,9	427,8	116,1	25,2			49,0	26,3	26,9	351,4			33,5	304,7	36,5	226,3			
Máximo	144,9	589,2	145,9	284,5			197,5	105,1	175,4	662,9			100,7	568,2	168,4	527,9			