

UNESP
FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

GUARATINGUETÁ

2011

MARIA AUXILIADORA ANDRADE PINTO RIBEIRO

ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA E DINAMOMÉTRICA DURANTE O CICLO
DA PEDALADA EM CICLOERGÔMETRO AQUÁTICO

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. João Alberto de Oliveira


Guaratinguetá
2011

MARIA AUXILIADORA ANDRADE PINTO RIBEIRO

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOÃO ALBERTO DE OLIVEIRA
Orientador / UNESP-FEG


Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA
UNESP-FEG


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
UNESP-FEG


Prof. Dr. LUIS HELENO MOREIRA DUQUE
UFF


Prof. Dr. RENATO DE SOUSA ALMEIDA
UNIFAU

Maio de 2011

DADOS CURICULARES

MARIA AUXILIADORA ANDRADE PINTO RIBEIRO

NASCIMENTO	28.07.1961 – Cruzeiro / SP
FILIAÇÃO	Horácio Pinto Tomelina de Andrade
1995/1999	Curso de Graduação Escola Superior de Educação Física de Cruzeiro
2003/2005	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.
2006/2011	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

De modo especial, aos meus pais, que foram os pilares da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus, pela minha vida, por tudo o que sou e por tudo que tenho.

Agradeço à minha família, por todo apoio e por me ajudarem a superar as adversidades impostas pela vida. Em especial, agradeço a minha irmã Helena.

Ao meu marido Luiz Fernando, por toda felicidade que sempre me proporcionou.

Agradeço ao meu orientador, o Prof. Dr. João Alberto de Oliveira por ter acreditado em mim, por sua dedicação, sua generosidade e pelo incentivo durante todo o meu curso de doutorado.

Sou muito grata também ao prof. Dr. Tamotsu Hirata, pelos ensinamentos a mim dispensados, por sua amizade e pelo seu interesse pelo desenvolvimento deste estudo.

Um agradecimento especial a Gilmar Costa, gerente do departamento de calibração da Toledo do Brasil, pela grandiosidade de caráter e pelo auxílio fundamental no processo técnico de instrumentação. Deixo aqui meu muito obrigado.

Agradeço a Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá por viabilizar os meus estudos, da qual recebi total apoio quanto às instalações e equipamentos necessários para o desenvolvimento desta pesquisa. Agradeço a CAPES pela bolsa de estudo para o meu doutorado.

Aos alunos da FEG, que participaram como voluntários deste estudo, obrigada pela colaboração e pela paciência durante a coleta de dados. Muito agradeço aos alunos Eduardo e ao Felipe (meu sobrinho) pela colaboração e disponibilidade durante todo o estudo piloto. Sem eles tudo teria sido muito mais difícil.

Agradeço aos funcionários da FEG, na verdade amigos que conquistei durante todos estes anos de convívio, a Rose, a Lúcia, a Salete, o Walter, o Urbano, a Ana Maria, a Ana Cristina, a Cristina, a Regina, e o Sidney. Não poderia deixar de expressar um agradecimento especial a Ellen, pelo carinho na preparação do melhor café da FEG.

Enfim, agradeço a todos que sempre torceram por mim, principalmente a Renata, grande companheira e amiga.

Este trabalho contou com apoio da seguinte entidade

- CAPES – através do PROGRAMA INSTITUCIONAL DE CAPACITAÇÃO DE
DOCENTES – PICD.

Jamais considere seus estudos como uma obrigação, mas como uma oportunidade invejável para aprender a conhecer a influência libertadora da beleza do reino do espírito, para seu próprio prazer pessoal e para proveito da comunidade à qual seu futuro trabalho pertencer.

Albert Einstein

RIBEIRO, M. A. A. P. **Análise eletromiográfica e dinamométrica durante o ciclo da pedalada em cicloergômetro aquático.** 2011. 111 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

No ciclismo aquático os músculos dos membros inferiores são responsáveis pela produção da força, a qual, aplicada sobre o pedal e transmitida ao pé-de-vela, impulsiona a bicicleta aquática. Estudos das forças aplicadas sobre o pedal são de grande interesse para a Biomecânica do ciclismo, especialmente quando estas se encontram associadas à técnica da eletromiografia. Os objetivos deste estudo foram: (1) construir um pedal com o eixo instrumentado com extensômetros para medir a Força Normal média aplicada sobre o pedal da bicicleta aquática; (2) Verificar a magnitude dos sinais eletromiográficos dos músculos do membro inferior direito, reto femoral (RF), bíceps femoral (BF) e gastrocnêmio lateral (GAL) na fase de propulsão do ciclo da pedalada; (3) Verificar a existência de correlação entre a intensidade do sinal eletromiográfico e os da Força Normal média aplicada sobre o pedal nos três níveis de controle de fluxo de água presentes na Hidrocycle. Participaram deste estudo 5 voluntários do sexo masculino, com idade média $22 \pm 1,9$, massa corporal $75 \text{ kg} \pm 3,8$, estatura $176 \text{ cm} \pm 3,3$. Os ensaios procederam em um tanque de dimensões externas $1,2 \text{ m} \times 1,0 \text{ m} \times 1,5 \text{ m}$, respectivamente, comprimento, largura e altura, partes laterais de vidro, no qual a Hidrocycle foi instalada. Os voluntários pedalarão a uma frequência de 50 rpm, por um período de 1 minuto, nos três níveis de resistência aquática pré-estabelecida pela Hidrocycle. Com a aplicação crescente das cargas devido à abertura ou fechamento dos dois furos presentes em cada uma das quatro calhas da bicicleta foram obtidos os resultados. O músculo GAL apresentou aumento estatisticamente significativo dos RMS_m para os dois furos abertos (2FA) ($17,00 \text{ mV} \pm 2,44$), um furo fechado (1FF) ($19,50 \text{ mV} \pm 1,80$) e dois furos fechados (2FF) ($34,40 \text{ mV} \pm 8,24$). Para o músculo RF também foi observado aumento significativo dos

RMS_m em relação aos níveis de resistência: 2FA (14,40 mV ± 5,08), 1FF (17,70 mV ± 3,36) e 2FF (20,00 mV ± 15,25). O músculo BF não apresentou aumento significativo para 1FF (30,00 mV ± 12,58), porém, para 2FA (25,80 ± 18,57) e 2FF (34,40 ± 20,46) pode-se observar aumento significativo para $p < 0,05$. Quanto a correlação entre sinais RMS_m e sinais da Força Normal média, os resultados sugerem alta correlação para o músculo GAL para 4 dos 5 sujeitos da amostra. Para o RF, a correlação entre ambos os sinais foi significativa para 3 dos 5 sujeitos analisados. O músculo BF apresentou correlação estatisticamente significativa para 4 dos 5 sujeitos, sendo que, para 3 sujeitos para $p < 0,05$. Em relação ao trabalho muscular na fase de propulsão da pedalada, a maior contribuição foi do músculo GAL para os 5 sujeitos da amostra. A partir dos resultados analisados pode-se concluir que o pedal se mostrou eficiente para mensurar a Força Normal média aplicada no pedal da Hidrocycle; a amplitude do sinal EMG aumenta em resposta à carga aplicada; existe forte tendência de correlação entre Força e amplitude do sinal EMG. Toda análise estatística foi realizada pelos softwares Minitab 15 e Excel e adotado $p < 0,01$.

PALAVRAS-CHAVE: Cicloergômetro aquático. Eletromiografia. Pedal de força normal.

RIBEIRO, M. A. A. P. **Análise eletromiográfica e dinamométrica durante o ciclo da pedalada em cicloergômetro aquático. 2011.** 111f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

At the aquatics cycling the muscles of the lower limbs are responsible for the force production which, applied make the aquatics bicycle move ahead. Studies of the forces applied on the pedal are of great interest for the cycling Biomechanics, especially when these are associated with the EMG technique. The aims of this study were: (1) to build a instrumental pedal with strain gauges to measure average normal force applied on the aquatics bicycle pedal; (2) to check amount of EMG signals of the muscles of the right lower limb, RF muscle, BF muscle and GAL muscle and phase of the propulsion of the pedal ride; (3) to check the correlation existing between the EMG signal intensity pedal force at the three levels of water resistance. Five male volunteers with average age $22 \pm 1,9$, body weight $75 \text{ kg} \pm 3,8$, $176 \text{ cm} \pm 3,3$ height participated on this experiments. The experiments happened at a tank with external dimensions of $1,2 \text{ m} \times 1,0 \text{ m} \times 1,5 \text{ m}$, length, width and height, glass side walls, in with the Hydrocycle was installed. The volunteers cycled at a frequency of 50 rpm, for one minutes, during the three levels of aquatic resistance previously established by the Hydrocycle. With the rising use of loads due to the opining and closing process of the two holes present in each of the four gutters of the bicycle, the results were obtained. The muscle GAL presented significant RMS_m increase related to the two open holes levels (2FA) ($17,00 \text{ mV} \pm 2,44$), one close holes (1FF) ($19,50 \text{ mV} \pm 1,80$) and two close holes (2FF) ($34,40 \text{ mV} \pm 8,24$). For the muscle RF, a significant RMS_m increase was also found: 2FA ($14,40 \text{ mV} \pm 5,08$), 1FF ($17,70 \text{ mV} \pm 3,36$) and 2FF ($20,00 \pm 15,21$). The muscle BF hasn't presented any significant increase for 1FF ($30,00 \text{ mV} \pm 12,58$), put to FA ($25,80 \pm 18,57$) and 2FF ($34,40 \pm 20,46$) slowed significant RMS_m increase for $p < 0,05$. Concerning the correlation between RMS_m and the average normal force signals, the results suggest higt correlation for the muscle GAL for the 4

out of the 5 volunteers of the experiment. For the muscle RF, the correlation between both signals was significant for the 3 out of 5 volunteers analyzed. The muscle BF presented statistically significant correlation for the 4 out of 5 volunteers. However, for 3 of the volunteers, the index used was $p < 0,05$. Concerning the muscle work in the phase of the ride propulsion, the biggest contribution was the one of the muscle GAL for the 5 volunteers on the experiment. From the results analyses, we may conclude that the pedal is efficient to measure the average normal force applied to the pedal of the Hidrocycle, the range of the signal EMG rises in response to applied load, there is a strong tendency of correlation between the force and the range of the signal EMG. All the statistic analysis were made by software Minitab 15 and Excel and $p < 0,01$ used.

KEYWORDS: Aquatics cycling. Electromyography. Normal pedal force.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	- Cicloergômetro aquático Walter Biker	43
FIGURA 2	- Bicicleta aquática Hydrocycle.....	44
FIGURA 3	- Esquema dos tipos de músculos de acordo com o arranjo das fibras musculares	45
FIGURA 4	- Representação dos quatro quadrantes, fase de propulsão e fase de recuperação do ciclo da pedalada.....	49
FIGURA 5	- Representação dos principais músculos dos membros inferiores envolvidos na pedalada	49
FIGURA 6	- Sistema de coordenadas do pedal	52
FIGURA 7	- Bancada de instrumentação montada para o experimento	56
FIGURA 8	- Sistema de calhas da Hydrocycle com regulagem de fluxo de água.....	57
FIGURA 9	- Bicicleta aquática com sensor indutivo fixado no quadro dianteiro	58
FIGURA 10	- Desenho do eixo do pedal com montagem dos extensômetros em ponte completa na ranhura do eixo A e B.....	59
FIGURA 11	- Eixo do pedal conectado ao pé-de-vela	60
FIGURA 12	- Pedal montado	60
FIGURA 13	- Tablado de madeira utilizado na calibração do eixo do pedal.....	61
FIGURA 14	- Suporte de carga fixado ao eixo para calibração do pedal	62
FIGURA 15	- Curva de calibração do eixo do pedal	63
FIGURA 16	- Registro simultâneo dos sinais EMG e da Força Normal no pedal durante a coleta de dados.....	65
FIGURA 17	- Posicionamento do eletrodo no músculo GAL	67
FIGURA 18	- Posicionamento do eletrodo no músculo BF	67
FIGURA 19	- Posicionamento do eletrodo no músculo RF	68
FIGURA 20	- Posição para CVM do músculo BF - flexão do joelho contra resistência manual	69

FIGURA 21	- Posição para CVM do músculo RF - extensão do joelho contra resistência manual.....	69
FIGURA 22	- Posição para CVM do músculo GAL.....	69
FIGURA 23	- Coleta de dados dos sinais EMGs e dos sinais da Força Normal aplicada no pedal	70
FIGURA 24	- Posição do pedal a 0° do ciclo da pedalada para a coleta do sinal EMG e da Força Normal	71
FIGURA 25	- Registro dos sinais da Força Normal aplicada sobre o pedal na posição inicial e dos pulsos no início da coleta de dados.....	74
FIGURA 26	- Registro dos sinais da Força Normal nos 10 ciclos da pedalada no nível 1 (2FA)	75
FIGURA 27	- Registro dos sinais da Força Normal nos 10 ciclos da pedalada no nível 2 (1FF)	76
FIGURA 28	- Registro dos sinais da Força Normal nos 10 ciclos da pedalada no nível 3 (2FF)	77
FIGURA 29	- Representação dos valores médios obtidos para a Força Normal média em relação aos três níveis de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2FF) para os 5 sujeitos.....	77
FIGURA 30	- Pico Máximo obtido para o músculo GAL - nível 1 (2FA).....	78
FIGURA 31	- Pico Máximo obtido para o músculo GAL – nível 2 (1FF)	79
FIGURA 32	- Pico Máximo obtido para o músculo GAL – nível 3 (2FF)	80
FIGURA 33	- Valores médios RMS_m (mV) do músculo GAL (2FA, 1FF e 2FF) dos 5 sujeitos.....	84
FIGURA 34	- Valores médios RMS_m (mV) do músculo RF (2FA, 1FF e 2FF) dos 5 sujeitos.....	85
FIGURA 35	- Valores médios RMS_m (mV) do músculo BF (2FA, 1FF e 2FF) dos 5 sujeitos	85
FIGURA 36	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo GAL do sujeito 1.....	90

FIGURA 37	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo GAL do sujeito 2	91
FIGURA 38	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo GAL do sujeito3.....	91
FIGURA 39	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo GAL do sujeito 4.....	92
FIGURA 40	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo GAL do sujeito 5.....	92
FIGURA 41	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo RF do sujeito 1	93
FIGURA 42	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo RF do sujeito 2.....	93
FIGURA 43	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo RF do sujeito 3	94
FIGURA 44	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo RF do sujeito 4.....	94
FIGURA 45	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo RF do sujeito 5 (p < 0,01).....	95
FIGURA 46	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo BF do sujeito 1	96
FIGURA 47	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo BF do sujeito 2.....	96
FIGURA 48	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo BF do sujeito 3	97
FIGURA 49	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo BF do sujeito 4.....	97
FIGURA 50	- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo BF do sujeito 5.....	98

LISTA DE TABELA

TABELA 1	- Valores médios e desvios padrão referentes às variáveis de caracterização dos sujeitos do estudo.....	56
TABELA 2	- Intervalo de tempo das fases de propulsão, picos de força e desvios padrão no nível 1- (2FA).....	74
TABELA 3	- Intervalo de tempo das fases de propulsão, picos de força e desvios padrão no nível 2- (1FF).....	75
TABELA 4	- Intervalo de tempo das fases de propulsão, picos de força e desvios padrão no nível 3 (2FF).....	76
TABELA 5	- Valores da FN_m (N) obtidas para os cinco sujeitos.....	77
TABELA 6	- RMS_m dos músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada - nível 1- (2FA).....	80
TABELA 7	- RMS_m dos músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada - nível 2- (1FF).....	80
TABELA 8	- RMS_m dos músculos GAL, RF e BF nas fases de propulsão do ciclo da pedalada – nível 3- (2FF).....	81
TABELA 9	- RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF, dos PM_m , e dos CN na fase de propulsão do ciclo da pedalada - nível 1 (2FA).....	82
TABELA 10	- RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF, dos PM_m , e dos CN na fase de propulsão do ciclo da pedalada - nível 2 (1FF).....	82
TABELA 11	- RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF, dos PM_m , e dos CN na fase de propulsão do ciclo da pedalada - nível 3 (2FF).....	83
TABELA 12	- Teste de Kruskal-Wallis do músculo GAL entre os três níveis de controle de fluxo de água.....	86
TABELA 13	- Teste de Kruskal-Wallis para o músculo RF entre os três níveis de controle de fluxo de água.....	87

TABELA 14	-	Teste de Kruskal-Wallis para o músculo BF entre os três níveis de controle de fluxo de água.....	87
-----------	---	--	----

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EMGS	- Eletromiografia de superfície
GAL	- Gastrocnêmio lateral
RF	- Reto Femoral
BF	- Bíceps Femoral
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
RMS	- Raiz quadrática média
CVMI	- Contração voluntária máxima isométrica
RPM	- Rotação por minuto
PSE	- Percepção Subjetiva de Esforço
PDV	- Pé de vela
PMS	- Ponto máximo superior
PMI	- Ponto máximo inferior
GA	- Gastrocnêmio
VL	- Vasto lateral
VM	- Vasto medial
SOL	- Sóleo
TA	- Tibial anterior
F _x	- Força normal
F _y e F _z	- Forças horizontais
FEG	- Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
PAR-Q	- Questionário de prontidão para atividade física
CVM	- Contração voluntária máxima
FN _m	- Força normal média
FNP	- Força normal de propulsão
FNR	- Força normal de recuperação
2FA	- Dois furos abertos
1FF	- Um furo fechado
2FF	- Dois furos fechados
PM _m	- Pico máximo médio
CN	- Coeficiente de normalização

LISTAS DE SÍMBOLOS

Ag	Prata
AgCl	Cloreto de prata
%	Porcentagem

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	26
1.1	OBJETIVOS.....	27
1.1.1	Objetivo geral	27
1.1.2.	Objetivo específico.....	28
2	REVISÃO DE LITERATURA	29
2.1	ELETROMIOGRAFIA: CONSIDERAÇÕES GERAIS	29
2.2	AQUISIÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO.....	30
2.2.1	Eletrodos de superfície	30
2.2.2	Condicionamento do sinal EMG – Amplificação e Processamento	31
2.2.3	Técnicas de processamento do sinal.....	33
2.2.4	Normalização do sinal eletromiográfico	34
2.3	ELETROMIOGRAFIA NO AMBIENTE AQUÁTICO.....	35
2.4	EXERCÍCIOS AQUÁTICOS	41
2.5	RELAÇÃO ENTRE FORÇA MUSCULAR E SINAL EMG	44
2.5.1	Força muscular	44
2.5.2	Músculos monoarticular e biarticular	46
2.6	BIOMECÂNICA DO CICLISMO	47
2.6.1	Cinética	48
2.6.2	Cinética do ciclismo	48
2.6.3	Contribuição dos músculos dos membros inferiores na pedalada.....	49
2.6.4	Forças Aplicadas no Pedal	51
2.6.5	Comportamento da Força Perpendicular no Pedal	53
3	MATERIAIS E MÉTODOS	55
3.1	DELINEAMENTO DO ESTUDO	55
3.2	AMOSTRA	55
3.3	SELEÇÃO DA AMOSTRA	55
3.4.	CRITÉRIO DE INCLUSÃO	55
3.5	EQUIPAMENTOS DE MEDIDA.....	56
3.5.1	Bicicleta aquática.....	57
3.5.2	Tanque.....	58

3.5.3	Projeto para instrumentação do pedal	58
3.5.3.1	Pedal com extensômetros	59
3.6	CALIBRAÇÃO DO PEDAL	60
3.7	AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS SINAIS	63
3.8	ELETROMIÓGRAFO	64
3.8.1	Sincronização da dinamometria com a eletromiografia	64
3.9	PROCEDIMENTOS GERAIS E PROTOCOLO PARA COLETA DE DADOS	65
3.9.1	Familiarização com o exercício no cicloergômetro aquático.....	66
3.9.2	Preparação da pele e colocação dos eletrodos de superfície	66
3.9.3	Isolamento dos eletrodos	68
3.10	Análise estatística	72
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	73
4.1	APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS REFERENTES À DINAMOMETRIA	73
4.1.1	Ensaio do sujeito 1	73
4.1.1.1	Força Normal Média – nível 1 - (2FA)	73
4.1.1.2	Força Normal Média – nível 2 - (1FF)	74
4.1.1.3	Força Normal Média – nível 3 - (2FF)	76
4.1.2	Apresentação dos resultados da Força Normal média	76
4.2	APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS REFERENTES À ELETROMIOGRAFIA	78
4.2.1	Ensaio do sujeito 1	78
4.2.1.1	Registro dos RMS_m dos músculos GAL, RF e BF na fase propulsão do ciclo da pedalada nível 1-(2FA).....	80
4.2.1.2	Registro dos RMS_m dos músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada nível 2-(1FF).....	80
4.2.1.3	Registro dos RMS_m dos músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada nível 3-(2FF).....	81
4.2.2	Apresentação dos valores RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada, dos picos máximos	

	médios (PM_m), e dos coeficientes de normalização (CN) nível1- (2FA).....	81
4.2.3	Apresentação dos valores dos RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF, dos PM_m , e dos CN no nível 2-(1FF).....	82
4.2.4	Apresentação dos valores dos RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF, e dos CN no nível 3- (2FF).	82
4.2.5	Representação gráfica dos valores RMS_m (mV) do músculo GAL durante a fase de propulsão da pedalada dos 5 sujeitos participantes do experimento	84
4.2.6	Representação gráfica dos valores RMS_m (mV) do músculo RF durante a fase de propulsão da pedalada dos 5 sujeitos participantes do experimento.....	84
4.2.7	Representação gráfica dos valores RMS_m (mV) do músculo BF durante a fase de propulsão da pedalada dos 5 sujeitos participantes do experimento.....	85
4.3	Resultados Estatísticos.....	86
4.3.1	Teste de Friedman.....	86
4.3.2	Teste de Krushal-Wallis.....	86
4.3	Apresentação das correlações obtidas entre a FN_m e os valores expressos em RMS_m para os músculos GAL nos três níveis de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2FF) para os 5 sujeitos participantes do estudo.....	90
4.3.1	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo GAL do sujeito1. ..	90
4.3.2	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo GAL do sujeito2.....	90
4.3.3	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo GAL do sujeito3.....	91
4.3.4	Correlação obtida entre FM_m e RMS_m para o músculo GAL do sujeito 4.....	91
4.3.5	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo GAL do sujeito 5.....	92

4.4	Apresentação das correlações obtidas entre a FN_m e os valores expressos em RMS_m para o músculo RF nos três níveis de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2FF) para os 5 sujeitos participantes do estudo.....	92
4.4.1	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo RF do sujeito1.....	93
4.4.2	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo RF do sujeito 2.....	93
4.4.3	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo RF do sujeito 3.....	93
4.4.4	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo RF do sujeito 4.....	94
4.4.5	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo RF do sujeito 5.....	94
4.5	Apresentação das correlações obtidas entre a FN_m e os valores expressos em RMS_m para o músculo BF nos três níveis de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2FF) para os 5 sujeitos participantes do estudo.....	95
4.5.1	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo BF do sujeito1.....	95
4.5.2	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo BF do sujeito 2.....	96
4.5.3	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo BF do sujeito 3.....	97
4.5.4	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo BF do sujeito 4.....	97
4.5.5	Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo BF do sujeito.....	97
	CONCLUSÕES	100
	REFERÊNCIAS	102
	APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido	110
	APÊNDICE B – Comitê de Ética em Pesquisa.....	111
	APÊNDICE C – Questionário de avaliação PAR-Q	112

1 INTRODUÇÃO

Os exercícios aquáticos têm sido incluídos na prática regular de atividade física, como alternativa para a manutenção, aprimoramento e/ou treinamento físico e na reabilitação. Dessa forma, equipamentos tradicionalmente utilizados no meio terrestre estão sendo adaptados e desenvolvidos para o meio líquido, como, por exemplo, o cicloergômetro aquático (MARTINS et al.2010).

Na biomecânica do ciclismo, já é bastante comum pesquisas envolvidas com a técnica da eletromiografia de superfície na intenção de analisar a atividade dos músculos dos membros inferiores durante o ciclo da pedalada. Porém, bem menos comuns são aquelas que investigam o comportamento da atividade muscular em ambiente aquático.

A eletromiografia de superfície (EMGS) é um método de medição muito utilizado pela biomecânica para identificar o início da atividade muscular, na relação da força produzida pelo músculo e para identificar a fadiga muscular (DE LUCA, 1997).

É fato que as propriedades físicas da água provocam modificações no padrão do movimento do corpo humano, uma vez que, o mesmo, está exposto às forças diferentes daquelas que estão habituados no ambiente terrestre. Uma dessas forças é a própria resistência da água aplicada aos movimentos executados dentro dela (BARELA, 2005).

No ciclismo aquático, a força de resistência exercida pela água pode ser maximizada por aumento da velocidade de execução do exercício e/ou por meio do tamanho da área de um objeto ou corpo em contato com a água. A bicicleta aquática Hidrocycle é a única do mercado, produzida no Brasil, a apresentar um sistema o qual permite regulagem do fluxo de água. A regulagem de fluxo de água se dá através de orifícios presentes na superfície das quatro calhas da bicicleta, os quais, quando fechados ou abertos modificam o tamanho da área em contato com a água. Assim, esse sistema permite a manipulação da força de resistência no meio líquido resultando em maior ou menor sobrecarga para a realização do exercício (MARTINS, 2005).

A complexibilidade do movimento da pedalada tem despertado grande interesse no sentido de entender não só as ações musculares, mas, o comportamento das forças durante todo o ciclo. Entretanto, a compreensão dessas forças só foi possível a partir do desenvolvimento de pedais instrumentados que permitiram medir e registrar as forças. Estudos apresentados na literatura (DAVIS; HULL, 1981; CARMO, et al, 2001; REISER; PETERSON; BROKER, 2003; CARPES et al, 2005; NABINGER, 2006; DIEFENTHAELER, et al, 2008) se preocupam com o registro e mensuração das forças atuantes no pedal, uma vez que, a maior parte da energia para o movimento é gerada pelo membro inferior e transmitida à bicicleta através do pedal (GREGOR, 2000).

No entanto, talvez pela dificuldade operacional em se medir a força em ambiente aquático, principalmente quanto à metodologia para proteção das células de carga, não se tem, de acordo com as bases de dados pesquisadas (SciELO, Pubmed, Lilacs) qualquer referência a respeito de pedal instrumentado em meio líquido.

O objetivo do presente estudo foi construir e instrumentar um pedal para a bicicleta Hidrocycle para medir a Força Normal na fase de propulsão do ciclo da pedalada. Objetivou-se também, quantificar a amplitude do sinal EMGS dos músculos, Gastrocnêmio (GAL), Reto Femoral (RF) e Bíceps Femoral (BF) em relação ao dispositivo de controle de carga (evolution). Por último, verificar a relação entre a intensidade do sinal eletromiográfico e os da Força Normal.

A possibilidade de quantificar a força normal e os níveis de ativação muscular em um cicloergômetro aquático representa um importante passo para pesquisas envolvidas com o meio líquido.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral:

Analisar aspectos eletromiográficos e dinamométricos dos músculos do membro inferior durante o ciclo da pedalada em cicloergômetro aquático (Hidrocycle).

1.1.2 Objetivos Específicos

- ❖ Construir um pedal para o cicloergômetro aquático com o eixo instrumentado com extensômetros (strain gauges) para medir a Força Normal na fase de propulsão do ciclo da pedalada.
- ❖ Verificar a magnitude dos sinais eletromiográficos dos músculos do membro inferior direito, Reto femoral, Bíceps femoral e Gastrocnêmio lateral durante o ciclo da pedalada em cicloergômetro aquático com água na altura da cicatriz umbilical.
- ❖ Verificar a correlação entre a intensidade do sinal eletromiográfico e os da Força Normal média aplicada sobre o pedal na bicicleta aquática Hydrocycle nos três níveis de controle de fluxo de água.

REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ELETROMIOGRAFIA: CONSIDERAÇÕES GERAIS

A história da eletromiografia é bastante antiga. Registros de estudos de Leonardo da Vinci envolvendo a musculatura humana são datados desde a Antigüidade (VENEZIANO, 2006).

No final do século XVIII Galvani demonstrou em seus experimentos as propriedades elétricas dos músculos, afirmando que descargas elétricas provocavam contrações musculares. Porém, somente a partir do século XX, com o desenvolvimento de melhores métodos e novas técnicas, foi possível captar e registrar os potenciais elétricos gerados no músculo. Esta nova técnica ficou conhecida como eletromiografia, utilizada desde então, para conhecer a atividade elétrica produzida por diferentes grupos musculares quando as unidades motoras são ativadas e, a partir do sinal elétrico gerado examinar a função muscular (BASMAJIAN, 1976; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Além de muito aplicada na Fisioterapia, ocorre progressiva utilização da EMGS em técnicas de treinamento desportivo e na biomecânica do ciclismo para o estudo da atividade muscular e coordenação neuromuscular, de forma que, durante um movimento, o registro eletromiográfico do músculo indica a sua contribuição para um movimento específico (VENEZIANO, 2006; GREGOR, 2000; BAUM; LI, 2003; HAMILL; KNUTEZEN, 1999).

As modalidades de estrutura cíclica e simétrica de movimento, como, corrida, remo, ciclismo são as mais recomendadas para análise e avaliação de respostas da atividade eletromiográfica de músculos selecionados. No entanto, recomenda-se a sincronização do sinal eletromiográfico a outro sistema de medição que determine parâmetros de natureza cinemática e/ou dinâmica, possibilitando maior segurança na interpretação dos movimentos esportivos complexos. Neste sentido, existe uma grande preocupação quanto à aquisição, análise e interpretação do sinal eletromiográfico, uma vez que, o mesmo está sujeito a interferências de muitos fatores. Estes fatores são classificados como intrínsecos e extrínsecos. Os fatores intrínsecos se relacionam as características fisiológicas, anatômicas e bioquímicas do músculo, como, as

propriedades das membranas das fibras musculares e as propriedades das unidades motoras. Os fatores extrínsecos correspondem à configuração do eletrodo tais como, forma, tamanho, distância inter-eletrodo, localização quanto ao ponto motor, junção musculotendínea e orientação das fibras musculares (DE LUCA, 1997).

Para a captação do sinal eletromiográfico dois métodos podem ser empregados: o método invasivo com a utilização de fio ou agulha inserido diretamente no músculo. Uma desvantagem desse método é causar dor e desconforto, razão para ser pouco utilizado em técnicas de treinamento desportivo e biomecânico. O método não-invasivo é conhecido como eletromiografia de superfície (EMGS) onde eletrodos são aderidos a superfície da pele.

O sinal detectado pelos eletrodos é a soma algébrica de todos os potenciais de ação provenientes da ativação conjunta de muitas unidades motoras. Mesmo sendo uma técnica segura para mensurar a atividade muscular uma dificuldade apontada é a ocorrência de crosstalk, que é a aquisição do sinal eletromiográfico de músculos vizinhos, os quais podem interferir no sinal eletromiográfico dos músculos em estudo. Porém, o posicionamento criterioso do eletrodo pode reduzir a ação interferente de músculos adjacentes (WINTER, 1990; VENEZIANO, 2006; DE LUCA, 1997).

2.2 AQUISIÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Para o registro do sinal eletromiográfico, necessita-se de um aparelho de eletromiografia e eletrodos responsáveis pela entrada de informação dos sinais elétricos gerados pelo músculo e um eletrodo de referência.

2.2.1 Eletrodos de superfície

Atualmente existem diferentes tipos de eletrodos que podem ser utilizados para a aquisição do sinal eletromiográfico, entretanto, nesse estudo, serão considerados apenas os eletrodos de superfície devido a sua grande utilização na Biomecânica dos Esportes.

Eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico, assim, o eletrodo de superfície quando aderido à pele, constitui uma superfície de detecção que capta através da interface pele-eletrodo a corrente iônica gerada pelo músculo (OCARINO, et al. 2005). São geralmente feitos de Prata (Ag) ou Cloreto de Prata (AgCl), associados a um gel condutor e confeccionados em diversas formas.

Os eletrodos de superfície podem ser passivos ou ativos, sendo que o segundo apresenta configurações monopolar, bipolar ou arranjo (uma, duas, ou mais superfícies de detecção). O principal interesse por essa configuração é a presença de um sistema de amplificação diferencial que elimina grande parte do ruído advindo tanto da rede elétrica (60 Hz) como do movimento dos cabos, por essa razão é interessante o uso desses eletrodos em atividades dinâmicas (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O eletrodo bipolar apresenta duas superfícies de detecção que captam o sinal em dois locais do músculo analisado. Os dois sinais são então transferidos para o amplificador diferencial, o qual amplifica a diferença entre eles. Assim, qualquer sinal comum às duas superfícies de detecção do eletrodo é removido, e os sinais que são diferentes nos dois locais serão amplificados (DE LUCA, 1997). Já os eletrodos passivos não possuem sistema de amplificação diferencial apenas detectam o sinal EMG e o envia ao condicionador (MARCHETT; DUARTE, 2006).

Um ponto importante diz respeito à distância intereletrodos, que é à distância de centro a centro entre as áreas condutoras de dois eletrodos. Tão importante quanto às considerações acima, o local e o posicionamento dos eletrodos também podem interferir na qualidade do sinal EMG. Por isso, todos os cuidados devem ser tomados quanto à colocação dos eletrodos, que segundo Hermens et al. (2000) deve ser entre o ponto motor e o tendão distal do músculo analisado e alinhado no mesmo sentido das fibras musculares. Quanto ao eletrodo de referência, esse deve ser colocado em proeminências ósseas, geralmente, no punho, tornozelo ou a vértebra espinal C 7.

No entanto, o sinal elétrico gerado pelos músculos é de pequena amplitude (microvolts - μV) o que faz necessário a amplificação e o tratamento desse sinal.

2.2.2 Condicionamento do sinal EMG – Amplificação e Processamento

A introdução dos amplificadores diferenciais propiciou um grande desenvolvimento para a eletromiografia a partir da década de 1950 (VENEZIANO, 2006). Por outro lado, a amplificação pode modificar as características do sinal EMG interferindo na sua fidelidade. Para evitar que isso ocorra é essencial que a escolha do amplificador a ser utilizado seja criteriosa quanto aos principais fatores que interferem no sinal, entre eles: a característica do ruído, a razão sinal/ruído, o ganho, a taxa de rejeição de modo comum, a impedância de entrada e corrente de polarização de entrada (input bias current) e a largura de banda.

Como visto anteriormente, o uso da amplificação diferencial remove sensivelmente os ruídos, onde o sinal ruidoso idêntico em ambos os eletrodos será removido e sinais distintos serão amplificados. Qualquer sinal que se origine longe dos pontos de detecção serão sinais comuns (ruído) e os sinais próximos à superfície de detecção terá sua diferença amplificada. Entretanto, mesmo com toda a tecnologia eletrônica, os amplificadores não executam perfeitamente a subtração entre os sinais, sendo assim, a exatidão a qual o amplificador diferencial pode eliminar sinais comuns é o que chamamos de fator de rejeição de modo comum (Common Mode Rejection Ratio - CMRR). Um amplificador que apresente uma CMRR de 90 decibéis (dB) é suficiente para suprimir fontes elétricas não desejáveis no sinal EMG. Já, a razão sinal/ruído mede a qualidade do sinal EMG amplificado, para tal, sua medida é dada pelo resultado da divisão entre a intensidade do sinal desejado e a intensidade do ruído, onde quanto maior a razão, maior a redução do ruído (MARCHETTI; DUARTE, 2006, DE LUCA, 2002). Outro fator importante é o ganho o qual reflete a sensibilidade do amplificador, ou seja, a quantidade de amplificação aplicada ao sinal EMG podendo o ganho ser ajustável entre 10 e 1000 vezes (De LUCA, 2002; LOSS; ZARO, 1994).

As fontes de impedância podem ser geradas pelo próprio corpo e, por o mesmo possuir alta condutância, causa uma variação de resistência de 100 a 1000 ohms. Para minimizar a influência da impedância pele/eletrodo a limpeza da pele e remoção dos pêlos é indispensável (WINTER, 1990; HERMENS, et al., 2000).

A corrente de polarização de entrada (input bias current) é definida como a corrente mínima constante necessária para manter o amplificador ativo, por este motivo, qualquer corrente do sinal EMG menor do que essa não será amplificada (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A largura de banda do amplificador corresponde ao intervalo de frequências onde os sinais EMG dentro desse intervalo são adquiridos, enquanto outras frequências fora desse intervalo são eliminadas. A literatura aponta para uma faixa de frequência que vai de 0 a 500 Hz, como sendo a faixa de frequência utilizável do sinal EMG e frequência de amostragem mínima para esse sinal da ordem de 1000 Hz ou mais (DELSYS, 2006; HERMENS, et al., 2000).

Outra etapa crítica no processamento do sinal eletromiográfico é a filtragem. Por meio dela pode-se tentar eliminar ruídos que se somam ao sinal e também selecionar as frequências mais importantes para um determinado estudo (VENEZIANO, 2006).

2.2.3 Técnicas de processamento do sinal

É muito difícil interpretar e quantificar os sinais EMG brutos, assim, após os mesmos serem coletados, são retificados, filtrados e posteriormente quantificados. De modo geral, duas técnicas de processamento são usualmente empregadas para a análise do sinal EMG: a análise no domínio do tempo e no domínio da frequência (WINTER, 1991; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). A escolha de uma ou outra técnica vai depender do objetivo da pesquisa. Se o objetivo for, por exemplo, a comparação entre diferentes tipos de contrações, exercícios e sobrecargas, a primeira técnica será utilizada. Isto porque, a informação no domínio do tempo descreve o padrão da ativação muscular durante uma contração e permite a visualização do que está acontecendo em um determinado instante e a intensidade ou a magnitude de ativação muscular (MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002; ROBERTSON, 2004; LOSS, et al., 1998).

Existem diferentes formas de quantificar a amplitude do sinal EMG em função do tempo, tais como: o envoltório linear, a retificação, a integração e o RMS (DE LUCA, 1997). Dentre estas, em geral é utilizado o RMS (Root mean square), pois, esta

forma de processamento não exige retificação do sinal eletromiográfico, além de não ser afetado pela superposição dos potenciais de ação da unidade motora. No caso do movimento da pedalada, a RMS parece ser a técnica mais viável para produzir um padrão dos sinais eletromiográficos. Estes sinais podem fornecer informações sobre quando ocorre a ativação muscular e qual o nível de ativação muscular durante a pedalada. Já a segunda técnica, determina o conteúdo das frequências do sinal EMG fornecendo indicadores de características do espectro da frequência, dentre os quais, a frequência média e a frequência mediana. Estes índices por refletirem a velocidade de condução da fibra muscular e alterações na sincronização e na frequência de disparo das unidades motoras são utilizados na investigação da fadiga muscular periférica (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1997).

2.2.4 Normalização do sinal eletromiográfico

Muitas vezes, a amplitude do sinal EMG não pode ser analisada diretamente, principalmente quando se deseja comparar resultados experimentais obtidos em diferentes músculos e sujeitos (ROUFFET; HAUTIER, 2007). Nesses casos, é indispensável aplicar um procedimento de análise do sinal EMG conhecido como normalização. A normalização é uma técnica utilizada com a intenção de minimizar as diferenças existentes em relação às características individuais como, estatura, massa corporal, massa muscular entre outras, de forma a tornar a interpretação dos dados reprodutível (DE LUCA, 1997). Por isso, o procedimento de normalização possibilita a avaliação do nível relativo de ativação para um determinado músculo, por meio da relação dos valores absolutos da amplitude do sinal EMG expresso como percentual de um valor de referência comum (BURDEN; BARTLETT, 1999). Alguns referenciais podem ser adotados para normalizar a amplitude do sinal eletromiográfico, entre eles: a contração voluntária máxima isométrica (CVMI), o pico máximo do sinal EMG, o valor médio do sinal EMG e o valor fixo do sinal EMG. Contudo, não existe consenso na literatura sobre o método mais adequado de normalização. Alguns estudos utilizam a CVMI como referência padrão para normalização (WINTER, 1990; CANDOTTI, GUIMARÃES, 2008), porém, para Robertson et al. (2004) esse método pode não ser o

mais indicado, para ele o método mais apropriado para normalizar as contrações dinâmicas é o valor do pico máximo do sinal EMG. Outros sugerem o valor médio do sinal EMG da contração dinâmica como referência para normalização (YANG, WINTER, 1994; CANDOTTI; GUIMARÃES, 2008). Recentemente, Fraga, Candotti, Guimarães (2008) realizaram um estudo para comparar os diferentes métodos de normalização do sinal EMG aplicados ao ciclismo. Como não encontraram diferenças em relação aos métodos mencionados de normalização do sinal EMG concluíram que, a escolha de um método depende da praticidade de sua utilização e do protocolo de avaliação adotado. Dessa maneira, para eles, se a intenção for a análise da fadiga muscular, o método mais indicado de normalização é por meio de CVMI, uma vez que, os testes para fadiga ocorrem em contração isométrica sustentada. Por outro lado, atividades que envolvem contrações dinâmicas, como no ciclismo, o procedimento de normalização mais apropriado parece ser pela contração dinâmica.

De acordo com Hermens et al. (2000) nos últimos dez anos houve um aumento significativo de trabalhos publicados sobre eletromiografia de superfície. Entretanto, diferentes metodologias foram utilizadas, dificultando a comparação dos resultados. Sendo assim, entidades como a SENIAM (Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles) e a ISEK (International Society of Electrophysiology and kinesiology) elaboraram um documento de normas para a padronização da aquisição e análise do sinal eletromiográfico. As recomendações contidas nesse documento são fundamentais, tanto para a fidedignidade, como para investigações de reprodutibilidade do sinal eletromiográfico, devendo nortear todas as pesquisas científicas.

2.3 ELETROMIOGRAFIA NO AMBIENTE AQUÁTICO

O primeiro estudo a registrar o sinal EMGS no meio líquido foi realizado por Ikai et al. (1964) que analisaram o padrão muscular na natação. Desde então, a EMGS em ambiente aquático tem sido foco de muitos trabalhos reportados na literatura (CLARYS et al., 1985, PÖYHÖNEN et al., 1999, 2001a, 2001b, MASUMOTO et al., 2004, KANEDA et al., 2007, VENEZIANO, 2006, MÜLLER et al., 2005,

FIGUEIREDO, 2004, RAINOLDI et al., 2004, BLACK, 2007, ALBERTON, et al., 2007, SZMUCHROWSKI, et al., 2004, CARVALHO, 2008) os quais analisaram e compararam a amplitude do sinal EMG para exercícios físicos realizados no ambiente aquático e terrestre.

Clarys (1985) investigou o potencial elétrico de 25 músculos na natação e concluiu que a amplitude do sinal EMG é reduzida no ambiente aquático em comparação ao ambiente terrestre.

Pöyhönen et al. (1999) compararam os sinais EMG dos músculos vasto lateral, vasto medial e bíceps femoral em exercício isométrico realizado dentro e fora da água. Para os testes, sujeitos saudáveis, sentados em uma cadeira extensora, articulação do quadril e joelho mantidos a 90° realizaram contração isométrica máxima em ambos os meios, sendo que, no meio líquido os sujeitos foram imersos até altura do esterno. Os valores da amplitude do sinal EMG na água também foram menores quando comparados aos encontrados no solo. Os autores afirmam que a diminuição da amplitude do sinal EMG na água pode ser devido a fatores eletromecânicos causado pelo contato do eletrodo com a água, como, por fatores neurofisiológicos decorrentes do menor peso aparente na água que acarreta diminuição da atividade do sistema proprioceptivo, conseqüentemente, redução da ativação dos fusos musculares responsáveis pela contração.

Pöyhönen et al. (2001b) e Masumoto et al (2004) analisaram a influência das condições de fluxo turbulento na atividade muscular em exercícios dinâmicos realizados no meio líquido. Para o estudo de Pöyhönen et al. (2001b) o exercício de extensão e flexão do joelho, duas condições foram impostas: primeiro um único movimento de flexão e extensão em máxima velocidade em água parada e o segundo, movimentos consecutivos de flexão e extensão contra a água em fluxo. Em relação ao movimento em água parada, foi observada grande ativação dos músculos agonistas e reduzida ativação para os antagonistas. Por outro lado, na água com fluxo ocorreu redução da atividade da musculatura agonista e ativação precoce da musculatura antagonista.

Masumoto et al. (2004) compararam a atividade dos músculos, glúteo médio, reto femoral, tibial anterior, gastrocnêmio lateral, reto abdominal e paraespinhais em

sujeitos caminhando em esteira rolante no ambiente terrestre, caminhando em ambiente aquático em diferentes velocidades e em duas situações, sem e com fluxo de corrente de água, com profundidade da água na altura do processo xifóide. Concluíram que os valores da amplitude do sinal EMG durante a caminhada na água foram significativamente menores do que os obtidos no ambiente terrestre e, na água com fluxo corrente, os valores encontrados para atividade muscular foram maiores quando comparados à água sem fluxo.

O exercício abdominal muito popular entre os adeptos de hidroginástica também tem chamado a atenção de alguns pesquisadores. Figueiredo (2004) fez uma importante observação ao diferenciar os exercícios abdominais realizados no meio líquido em ritmo padrão e em velocidade máxima. Para ele, a velocidade máxima é uma importante ferramenta para aumentar a atividade muscular na água, uma vez que ela gera maior resistência ao movimento. Muller et al. (2005) também enfocou a velocidade como variável interferente na ativação muscular. Analisaram o músculo reto femoral, supra e infra-abdominal e oblíquo externo durante abdominais realizados nos meios terrestre e aquático, em velocidade controlada e na máxima velocidade. Em relação aos meios não houve diferenças significativas entre as atividades musculares (exceto para o reto femoral). Em contra partida, ao compararem o aumento da velocidade de execução do exercício no mesmo meio, observaram que, no meio terrestre somente o supra abdominal e reto femoral registraram aumento da atividade muscular, enquanto que, em meio aquático todos os músculos estudados obtiveram aumento significativo da atividade muscular. Corroborando com Figueiredo (2004) os autores concluíram que, a variação da velocidade em meio aquático interfere na ativação muscular devido à resistência ao movimento na água, uma vez que, a energia cinética ($E_c = \frac{1}{2} mv^2$) é proporcional ao quadrado da velocidade.

Outra linha de pesquisa analisa a influência de equipamentos aquáticos em relação à atividade muscular em exercícios realizados na água (Pöyhönen et al 2001a, 2001b, Black, 2005, Alberton, 2006).

Pöyhönen et al. (2001a) analisaram a atividade eletromiográfica dos músculos extensores (vasto lateral, vasto medial e semitendinoso) e dos músculos flexores (bíceps femoral) da articulação do joelho, no exercício de flexão e extensão do joelho

realizado no meio líquido, sob duas condições, os sujeitos realizaram o exercício descalço e usando hydro foot (bota). Os resultados demonstraram que com a utilização da bota obteve-se um aumento significativo da atividade muscular. Entretanto, a amplitude do sinal EMG nas duas condições foi semelhante para o exercício executado na máxima velocidade. Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de Black (2005) que também analisou a influência do equipamento (Aquafins) na atividade elétrica. Foram analisadas a atividade EMG dos músculos reto e bíceps femoral de sujeitos do sexo feminino durante exercício de flexão e extensão da articulação do quadril na água. O exercício foi realizado com e sem a utilização de equipamento resistivo, nas velocidades de 40, 60 e 80 rpm e na máxima velocidade registrada para cada sujeito. Pode-se observar uma tendência ao aumento no valor do RMS conforme o aumento das velocidades de rotação adotadas nas duas situações descritas acima. Porém, na velocidade máxima não foram encontradas diferenças significativas para todos os músculos analisados. Para Black (2005) o equipamento aquático causa diminuição da velocidade angular uma vez que, o aumento da área projetada faz com que maior quantidade de água seja deslocada o que provoca conseqüentemente maior resistência ao avanço. Por outro lado, a não utilização do equipamento pode ter sido compensada por uma maior velocidade angular empregada no movimento. Desta maneira, tanto o aumento da velocidade como o aumento da área projetada podem ser responsáveis pelo aumento da ativação EMG no meio líquido.

Outro estudo que pesquisou a influência de equipamento aquático foi o de Alberton et al. (2006). Foi analisada a amplitude do sinal eletromiográfico na função agonista e antagonista dos músculos reto e bíceps femoral na flexão e extensão do quadril a 45°, velocidade de 40 rpm e na velocidade máxima no meio líquido com e sem utilização de equipamento resistivo. Conforme os resultados, para todas as situações, exceto para o bíceps femoral não houve diferenças estatisticamente significativas para as duas situações (com e sem uso de equipamento aquático) na velocidade máxima. Todavia, foi observado que com o uso do equipamento ocorreu um aumento da ativação antagonista para valores semelhantes aos dos agonistas, já sem o equipamento a ativação agonista foi predominante. Alberton (2006) ressalta que a atividade EMG dos exercícios realizados em meio líquido sofre entre outras, a ação

da resistência da água e, esta pode ser alterada pela velocidade de execução de um mesmo exercício e pelo aumento da área projetada proporcionada pelo uso de equipamentos aquáticos.

Dentro da modalidade do ciclismo, Houtz e Fischer (1959) foram os pioneiros no emprego da eletromiografia com o objetivo de investigar a ativação muscular de quatorze músculos dos membros inferiores. Verificaram que, em geral, a ativação aumentava conforme o aumento da carga empregada e se iniciava em músculos que com cargas mais baixas apresentavam-se silenciosos, principalmente os músculos que agem nas articulações do tornozelo e do pé.

Estudo realizado por Szmuchrowski et al. (2004) compararam a atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio, vasto lateral, bíceps femoral e paravertebrais durante o movimento da pedalada realizado em cicloergômetros padrão (Monark) e aquático (Walter Bike). Para garantir a mesma intensidade do exercício em ambos os cicloergômetros os autores adotaram a PSE (Percepção Subjetiva de Esforço). Os voluntários pedalarão na Walter Bike em duas velocidades pré-determinadas de 50 rpm e 65 rpm; depois pedalarão no cicloergômetro padrão para identificar qual a carga em watts correspondia aos dois níveis de esforço da Walter Bike. Assim, foi determinado que na velocidade de 50 rpm a carga seria de 75 W e na velocidade de 65 rpm de 125W, para o cicloergômetro padrão. Em relação à atividade muscular os autores afirmaram não existir diferença significativa entre as velocidades de 50 rpm e 65 rpm, exceto para o vasto lateral a 65 rpm. No entanto, para o músculo paravertebral encontraram diferenças significativas em ambas as velocidades e cicloergômetros. Para eles, apesar da atividade muscular do membro inferior ser muito semelhante para os dois cicloergômetros, na água, a ativação é menor, ficou demonstrado que tanto a alteração da carga como da velocidade influenciam na atividade muscular. Os autores concluíram que as propriedades físicas da água podem modificar a atividade muscular durante o movimento da pedalada quando esta é comparada com o ambiente terrestre.

A maioria dos modelos das bicicletas aquáticas não apresenta mecanismo que possibilitem modificar a resistência através da área de contato com a água, utilizando-se unicamente da velocidade para aumentar ou diminuir a resistência. Por outro lado, a

bicicleta aquática Hidrocycle (MARTINS, 2005) oferece um sistema de resistência variável o que viabiliza ambas as formas de manipular a resistência, ou seja, através da velocidade e/ou da área projetada.

Martins et al. (2010) realizaram estudo para comprovar a eficiência do dispositivo de controle de carga em relação à captação do sinal EMG do músculo reto femoral e bíceps femoral durante a pedalada na bicicleta aquática (Hidrocycle). De acordo com os autores, o sinal EMG é o registro da força muscular exercida contra o pedal. Para a captação do sinal EMG utilizaram eletrodo bipolar com gel condutor e um eletromiógrafo, e as recomendações do SENIAM foram seguidas quanto ao posicionamento dos eletrodos. Os voluntários foram instruídos para pedalar a uma velocidade de 70 rpm, as rotações foram controladas por um metrônomo sonoro durante 20 ciclos. Dessa maneira, pedalarão nos três níveis de resistência da água (mínima, média e máxima). Esse estudo comprovou a eficiência do sistema de cargas proposto por Martins (2005) uma vez que, de acordo com a análise do sinal EMG tanto para o músculo reto femoral como para o bíceps femoral o registro da força aplicada no pedal foi crescente com o aumento da resistência da água.

Ainda sobre pesquisas que envolvem a aplicação crescente de cargas em relação ao registro do sinal EMG, porém, em ambiente terrestre, foi realizada por Morais et al. (2003). Neste estudo, foi analisado o sinal EMG do músculo reto femoral durante os movimentos de flexão e extensão do joelho em cadeira extensora. Para o registro do sinal EMG foram realizadas 12 repetições do movimento em cinco situações distintas: sem carga; cargas de 15 kg; de 17 kg; de 19 kg e de 21 kg respectivamente. Foi demonstrado neste estudo que conforme as cargas foram aumentadas ocorreu aumento do sinal EMG. De acordo com os resultados obtidos por Szmuchrowski et al. (2004); Martins et al. (2005) e Morais et al. (2003) a aplicação de cargas no ambiente aquático e terrestre parece ser diretamente proporcional ao aumento da força muscular necessária para realizar o movimento.

2.4 EXERCÍCIOS AQUÁTICOS

As características do meio líquido modificam as respostas fisiológicas e biomecânicas dos indivíduos que praticam exercícios dentro da água, quando comparados aos exercícios realizados fora dela, pois todo o movimento é influenciado pelo meio em que ocorre (KRUEL, 2000). Isto se deve aos efeitos das forças físicas que atuam sobre o organismo quando o mesmo está imerso na água.

Um corpo imerso em um líquido é submetido a uma pressão conhecida como pressão hidrostática, que atua com a mesma intensidade em todos os pontos deste corpo. Esta pressão aumenta proporcionalmente à profundidade e à densidade do líquido (RUOTI et al., 2000). A pressão hidrostática é um dos principais fatores a influenciar os parâmetros fisiológicos durante a imersão no meio líquido, conduzindo a vários ajustes cardiovasculares (SHELDAHI et al., 1984). Quando um corpo está completo ou parcialmente imerso, ele sofre a ação de um empuxo para cima igual ao peso do volume de água deslocado - princípio de Arquimedes (SKINNER; THOMSON, 1995; DELGADO, 2001).

A força empuxo está relacionada à sustentação. Assim, essa força auxilia o movimento quando, por exemplo, o membro é movido no sentido da superfície da água. Porém, quando o movimento é realizado em sentido oposto ao da superfície da água ela oferece maior resistência (PÖYHÖNEN et al., 2002). Os efeitos da flutuação, além de facilitarem a execução dos movimentos, diminuem os riscos de lesões, uma vez que, as cargas nas articulações são reduzidas (KANEDA et al., 2007; GRIMES ; KRASEVEC (s.d); MARQUES, 1999).

Na verdade, a menor tendência em provocar lesões se deve, principalmente, à diminuição do peso hidrostático, onde peso hidrostático é o resultado do peso corporal (força gravitacional) menos a força de empuxo (KRUEL, 1994).

As propriedades físicas da água podem facilitar ou dificultar os exercícios realizados neste meio. Essas características fazem das atividades aquáticas uma opção eficiente e segura, tanto na área terapêutica como no condicionamento físico (PÖYHÖNEN et al., 2001 b; RUOTI et al., 2000). Os principais determinantes do movimento da água são a viscosidade, a turbulência e a velocidade. Viscosidade é a

quantidade de atrito entre as moléculas de um líquido devido à força de atração entre elas. A viscosidade torna a água um meio ideal para o trabalho de fortalecimento muscular e recuperação de lesões. Quando um indivíduo se exercita na água, a viscosidade impõe a ele a aplicação de uma força maior do que quando se movimenta em ambiente terrestre, ou seja, a resistência aumenta à medida que a força é exercida contra a água (RUOTI et al., 2000; KANEDA et al., 2007).

A força de resistência, oposta à direção do objeto em movimento, é conhecida como arrasto total. A relação entre a força de arrasto e a velocidade do movimento não é linear, mas, o aumento do arrasto varia em função do quadrado da velocidade (PÖYÖNEN et al., 2001 a). Isto significa que, a resistência da água é proporcional ao quadrado da velocidade, então, ao dobrar a velocidade do movimento, quadruplica-se a resistência oferecida a este movimento.

Como ocorre no ambiente terrestre, na água, também tem sido comum o uso de equipamentos com a finalidade de maximizar a resistência oferecida por ela. Dentre esses equipamentos, alguns utilizados rotineiramente no solo estão sendo adaptados para água, como o minitrampolim, a esteira e a bicicleta aquática (Martins et al., 2007).

A prática de atividade física dentro da água traz vantagens e desvantagens. Ao oferecer resistência ao movimento, a força de arrasto dificulta-o e pode reduzir sua velocidade, por outro lado, tal resistência proporciona fortalecimento muscular, e maior tempo para execução dos movimentos (BARELA, 2005).

As propriedades viscosas da água formam “redemoinhos” conhecidos como turbulências, e estas surgem em resposta a obstáculos no caminho do fluxo ou irregularidades nas superfícies dos objetos que conduzem o fluxo (RUOTI et al., 2000). Exercícios realizados na água produzem turbulências e o aumento da turbulência provoca maior resistência à execução do exercício e diminuição da potência final (MASUMOTO et al., 2004; ALMELING et al., 2006). A massa de água, sugada atrás do objeto em movimento é geralmente proporcional a seu tamanho e forma (PÖYÖNEN et al., 2001 a).

O cicloergômetro aquático Walter Bike, desenvolvido e patenteado por Leszek apresenta um design que possibilita o uso adequado das propriedades físicas da água.

A principal inovação é a ausência do selim substituído pela ação da força empuxo, a qual permite uma grande variedade de movimentos e a redução do peso hidrostático. Na Walter Bike, a resistência ao exercício é oferecida pela própria resistência da água e depende principalmente da velocidade dela. Isto representa no âmbito das atividades físicas diferentes possibilidades para o aprimoramento da resistência, da força, do condicionamento aeróbico e no processo da reabilitação.



Figura 1- Cicloergômetro aquático Walter Bike Fonte: (SZMUCHROWSKI et al., 2004).

Um outro modelo de bicicleta aquática, a HIDROCYCLE foi desenvolvida por Martins (2005). Esta bicicleta possui um sistema para gerar resistência, denominado Evolution, que consiste em quatro calhas retangulares dispostas perpendicularmente e movimentadas pelo giro dos pedais. Este sistema possibilita duas maneiras para controlar a carga, uma pela velocidade de pedalada (rpm) e outra, pela alteração da área das calhas em três níveis, o que permite dessa maneira aumentar ou diminuir a resistência, o que faz com que o esforço muscular possa ser maximizado ou minimizado.



Figura 2 - Bicicleta aquática Hydrocycle (Fonte: Prospecto comercial)

2.5 RELAÇÃO ENTRE FORÇA MUSCULAR E SINAL EMG

2.5.1 Força muscular

Entende-se por força muscular a capacidade de determinado músculo ou grupo muscular de gerar tensão. No entanto, a força muscular pode ser afetada por fatores neurológicos, metabólicos, endócrinos e psicológicos. Além destes, existem outros fatores não menos importantes como, a arquitetura das fibras musculares, o comprimento do músculo e a sua velocidade de contração também determinam a quantidade de força muscular gerada (HALL, 2005; SMITH; WEIS; LEHMKUHL, 1997).

A arquitetura ou arranjo das fibras musculares se refere à disposição dessas fibras dentro do músculo, cuja orientação varia em relação ao eixo longitudinal do músculo. Existem dois tipos de arranjos das fibras musculares: arranjo paralelo das fibras, estas estão orientadas em paralelo ao eixo longitudinal (eixo de tração) dos músculos e esses são denominados de músculos fusiformes (Figura 3). Quando a tensão é desenvolvida neste tipo de músculo, suas fibras sofrem um encurtamento no mesmo sentido da musculatura. Já, um arranjo oblíquo das fibras musculares é aquele nos quais as fibras formam um ângulo em relação ao eixo longitudinal do músculo, estes são chamados

músculos peniformes e o encurtamento da fibra muscular se dá no sentido oblíquo ao eixo de tração do músculo (HALL, 2005). Os músculos peniformes são classificados em unipenado (as fibras estão dispostas diagonalmente saindo apenas em um lado do tendão); em bipenados (as fibras saem dos dois lados do tendão) e multipenados constituído pelos dois tipos descritos acima (Hamill; Knutzen, 1999).

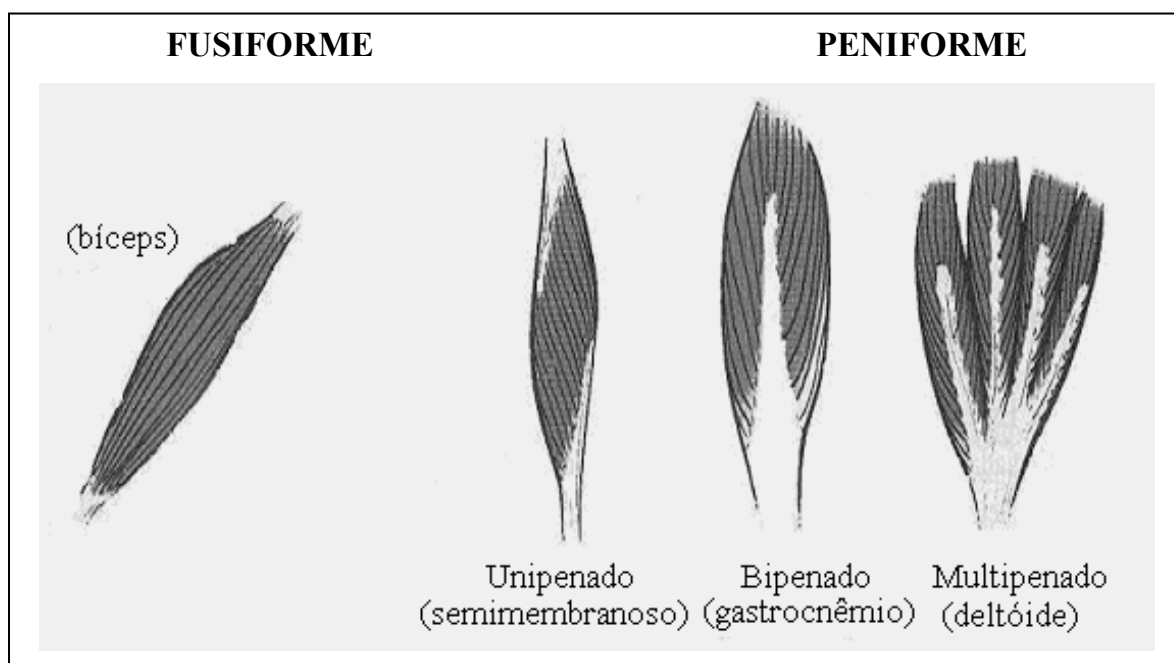


Figura 3 - Esquema dos tipos de músculos de acordo com o arranjo das fibras musculares (Fonte: adaptado de HAMILL; KNUTZEN, 1999).

O tipo de músculos assim como o arranjo das fibras determina se um músculo é eficiente para gerar força ou, se tem melhor capacidade de encurtamento (HALL, 2005). O arranjo paralelo das fibras facilita o encurtamento muscular promovendo maior amplitude de movimento dos segmentos corporais. Por outro lado, o arranjo peniforme é característico de músculos responsáveis pela produção de força. De maneira sucinta, podemos dizer que os músculos peniformes além de serem maioria no corpo humano são projetados para desenvolver maior força e potência. Como exemplo, pode-se citar alguns destes músculos como o gastrocnêmio, o reto femoral e os isquiotibiais (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

A quantidade de força produzida por um músculo está também relacionada com o comprimento em que o músculo é mantido. A tensão máxima que pode ser gerada na

fibra muscular ocorrerá quando um músculo for ativado em um comprimento levemente maior que o comprimento de repouso. Entende-se por comprimento de repouso quando não existe nenhuma força externa atuando sobre o músculo. Quando um músculo está encurtado, as fibras musculares geram menos tensão porque os filamentos de actina e miosina se acham sobrepostos, criando uma ativação incompleta das pontes transversas, já que poucas pontes podem ser formadas. Assim, no final de um movimento articular ou amplitude de movimento de um segmento, o músculo fica menos eficiente para gerar grandes quantidades de força devido ao seu comprimento encurtado (HAMILL; KNUTZEN, 1999). As fibras musculares encurtam-se em uma velocidade ou rapidez específica ao mesmo tempo em que desenvolvem a força usada para mover um segmento ou carga externa. Nas ações musculares concêntricas, ou seja, quando a tensão muscular produz um torque maior que o torque resistivo em uma articulação, o músculo sofre um encurtamento visível no seu comprimento, à velocidade é aumentada à custa de uma diminuição na força e vice-versa. A quantidade de tensão ou a capacidade de desenvolver força no músculo diminui com um aumento na velocidade devido ao número reduzido de pontes transversas que podem ser mantidas. Nas ações musculares excêntricas é o oposto ao que acontece na ação muscular concêntrica. Uma ação muscular excêntrica é criada por uma força gerada pelos músculos antagonistas, pela gravidade, ou alguma outra força externa. Com a aplicação de uma força maior que o valor da força isométrica máxima, a fibra muscular começará a alongar-se excêntrica. A força aumenta com a velocidade de alongamento na ação muscular excêntrica porque o músculo está se alongando enquanto se contrai (HALL, 2005).

2.5.2 Músculos monoarticular e biarticular

A maioria dos músculos cruza somente uma articulação e, conseqüentemente, a ação dominante do músculo uniarticular é na articulação que ele atravessa. O músculo biarticular é um caso especial no qual o músculo cruza duas articulações, criando uma variedade de movimentos articulares que geralmente ocorrem em seqüências opostas.

A ação do músculo biarticular está intimamente relacionada ao braço de momento, que é a menor distância perpendicular a partir da linha de ação da força do músculo sobre a articulação. Assim, no caso do músculo biarticular, o músculo agirá primariamente na articulação em que o braço de momento for maior, ou que estiver mais distante da articulação. Como exemplo, o grupo muscular dos isquiotibiais irá criar primariamente extensão do quadril em vez de flexão do joelho devido ao maior braço de momento no quadril. O gastrocnêmio produzirá flexão plantar no tornozelo em vez de flexão na articulação do joelho, porque o braço de momento é maior no tornozelo (SMITH; WEIS; LEHMKUHL, 1997).

A contribuição mais importante do músculo biarticular no membro inferior é a redução do trabalho requerido dos músculos uniarticulares. Os músculos biarticulares iniciam o acoplamento mecânico das articulações, permitindo uma rápida liberação da energia elástica armazenada no sistema. Assim, os músculos biarticulares economizam energia permitindo o trabalho positivo em uma articulação e trabalho negativo na articulação adjacente. Se os músculos que agem no tornozelo produzem uma ação concêntrica ou trabalho positivo, os músculos da articulação do joelho podem estar excêntrica armazenando energia elástica pelo trabalho negativo (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

2.6 BIOMECÂNICA DO CICLISMO

2.6.1 Cinética

A cinética é um ramo da mecânica que envolve o estudo do movimento e das forças como agente causador do movimento. A força é uma grandeza vetorial que possui magnitude, direção e sentido, definida como qualquer interação entre dois corpos ou objetos que causam, param ou modificam o movimento desses corpos (ENOKA, 2000). Do ponto de vista da biomecânica, a força é qualquer interação, de impulso ou tração entre dois corpos, que faça ou não que um corpo acelere positiva ou negativamente (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

2.6.2 Cinética do ciclismo

A complexibilidade do movimento da pedalada tem despertado grande interesse por parte de pesquisadores no sentido de entender o comportamento das forças e das ações musculares durante todo o ciclo.

A pedalada consiste no movimento de rotação do eixo do pedal em torno do eixo central da bicicleta impulsionado pelos movimentos dos membros inferiores do ciclista (CANDOTTI, 2003). No ciclismo, pedais instrumentados são utilizados com o objetivo de avaliar as forças aplicadas durante as fases da pedalada descritas geometricamente em relação ao ângulo do pé-de-vela. As fases da pedalada são divididas em fase propulsiva e fase de recuperação. A fase propulsiva corresponde ao intervalo de 0° a 180° da posição do pé de vela (PDV) conforme ilustra Figura 4. A fase de recuperação corresponde ao intervalo de 180° a 360° , portanto, quando o pedal esquerdo está na fase propulsiva, o pedal direito está na fase de recuperação (GREGOR; CONCONI, 2000). A posição do pé-de-vela em 360° determina o ponto máximo superior (PMS), enquanto a posição em 180° é o ponto máximo inferior (PMI). Geralmente o PMS é adotado como ponto de início e fim de um ciclo da pedalada e os quatro quadrantes I, II, III e IV correspondem a intervalos de 90° graus (IURI, 2005).

No estudo da pedalada, tanto os padrões de ativação muscular como a força aplicada sobre os pedais são descritos em relação ao pé-de-vela. Geralmente a maior ativação dos músculos se dá na fase propulsiva, quando grande parte da energia necessária para pedalar é transferida ao pé-de-vela (GREGOR, 2000).

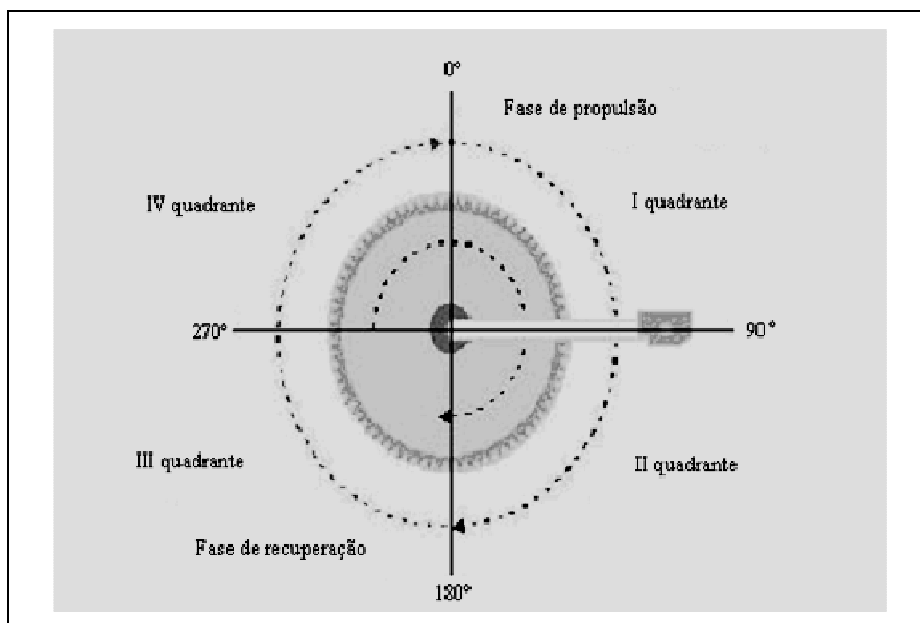


Figura 4 - Representação dos quatro quadrantes, fase de propulsão e fase de recuperação do ciclo completo da pedalada (adaptado de BROCKER; GREGOR, 1996).

2.6.3 Contribuição dos músculos dos membros inferiores no movimento da pedalada.

Com relação à ação de pedalar, muitos estudos foram desenvolvidos para analisar a atividade elétrica de diferentes músculos ou grupos musculares dos membros inferiores que exercem grande função no ciclo da pedalada. Os dez músculos mais estudados no ciclismo estão representados na Figura 5.

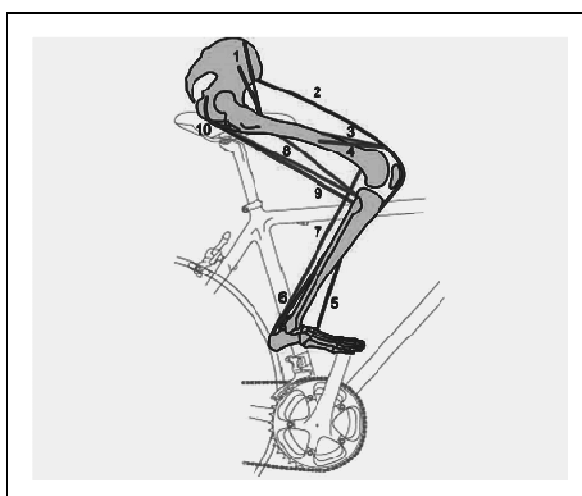


Figura 5 - Representação dos principais músculos dos membros inferiores envolvidos na pedalada.

Fonte: Adaptado de Rankin; Neptune. (1) iliopsoas (2) reto femoral (3) vasto medial (4) vasto lateral (5) tibial anterior (6) sóleo (7) gastrocnêmio (8) bíceps femoral (9) semitendíneo e (10) glúteo máximo.

De acordo com Gregor (2000) a maior ativação muscular ocorre na fase de propulsão do ciclo da pedalada. Portanto, nessa fase a atividade muscular dos extensores do quadril e do joelho associada à atividade dos flexores plantares do tornozelo é determinante para impulsionar a bicicleta (CANDOTTI, 2003). Para os músculos posteriores da coxa, entre eles o bíceps femoral (BF), a maior ativação ocorre entre 90° e 135° graus, ou seja, no I e II quadrantes do ciclo da pedalada. Pelo fato de ser também um flexor do quadril, o BF se encontra ativo de 45° a 180° graus e início da fase de recuperação (SANNER; O'HALLORAN, 2000). No entanto, para Gregor et al. (1982) o BF atua no torque extensor do quadril entre 0° e 180° graus e segundo Jorge; Hull (1986) o BF é mais ativo de 5° a 265° graus. O músculo gastrocnêmio (GA) parece desempenhar importante função no torque flexor do joelho a 180° graus (GREGOR et al., 1982) apresentando pico de atividade em média a 107° graus (KELLMANN; KALLUS, 2001) e, segundo Timmer (1991) de todos os músculos envolvidos na pedalada é o que apresenta a maior ativação. O reto femoral (RF) apesar de se manter ativo tanto na fase de propulsão como na de recuperação, é considerado o músculo menos potente do quadríceps (JORGE; HULL, 1986). Como se pode perceber, não existe consenso entre os pesquisadores quanto ao ângulo o qual o BF apresenta sua maior ativação. Embora não tenha sido o objetivo dessa pesquisa apontar os ângulos de maior ativação muscular, e sim, a ativação muscular durante toda a fase de propulsão, essa é uma observação relevante.

Vale ressaltar que os músculos RF, vasto medial (VM) e vasto lateral (VL) apresentam algumas características biomecânicas distintas que influenciam na eficiência como extensores do joelho. O vasto medial e lateral são músculos monoarticulares com alta capacidade de produção de força, já o RF é biarticular, cruza a articulação do quadril e joelho e distribui o torque para ambas as articulações e controla a direção do movimento (JORGE; HULL, 1996). A contribuição para a extensão do joelho vai depender do posicionamento do corpo, sua maior eficiência como extensor do joelho é quando a articulação do quadril está estendida, e ele é alongado. Por outro lado, fica limitado como extensor do joelho quando o quadril está fletido. No caso do BF, também por ser um músculo biarticular, opera mais

efetivamente como flexor do joelho a partir de uma posição de flexão do quadril de 90° (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

2.6.4 Forças Aplicadas no Pedal

As forças envolvidas no gesto motor da pedalada têm sido alvo de muitos estudos há bastante tempo. Entretanto, a compreensão dessas forças só foi possível a partir do desenvolvimento de pedais instrumentados que permitiram medir e registrar as forças (NABINGER, 2006). O primeiro estudo que procurou medir as forças aplicadas em pedais foi realizado por Sharp em 1896 (GREGOR, 2003). O pedal desenvolvido por ele continha molas montadas entre duas placas, as quais se deformavam quando submetidas às cargas presentes no gesto motor da pedalada. O sistema tinha como objetivo medir a força normal aplicada ao pedal, dessa forma o esforço era monitorado, o que permitia comparações entre diferentes sujeitos ou situações. Faria; Cavanagh (1976) citam que a década de 70 foi de grandes avanços científicos permitindo o desenvolvimento de sistemas mais precisos para avaliação da biomecânica do ciclismo (CARPES, 2006). Até então, todos os estudos realizavam a instrumentação em pedais biaxiais, utilizando o sistema cartesiano bidimensional (eixos x e y) como referência. O primeiro pedal dinamométrico capaz de registrar as forças e momentos aplicados no pedal em referência cartesiana tridimensional (eixos x, y e z) foi desenvolvido por Hull e Davis em 1981. Segundo eles, qualquer instrumentação não deve interferir ou alterar a pedalada normal. Assim, o pedal instrumentado foi conectado à bicicleta sem a necessidade de qualquer adaptação. Foi mensurada a força normal e tangencial por meio de extensômetros arranjados em duas pontes de Wheatstone completas. A partir do estudo de Hull e Davis (1981) outros estudos apresentados na literatura (CARMO et al., 2001; REISER; PETERSON; BROKER, 2003; CARPES et al., 2005; DIEFENTHAELER et al., 2008) se preocupam com o registro e mensuração das forças atuantes no pedal, uma vez que, a maior parte da energia para o movimento é gerada pelo membro inferior e transmitida à bicicleta através do pedal (GREGOR, 2000). De certa forma, pode-se presumir que um trabalho muscular ineficiente certamente irá produzir uma também ineficiente

força aplicada no pedal (ERICSON; NISSEL, 1988). A utilização destes pedais tem sido determinante nas avaliações biomecânicas do ciclismo, pois, além da mensuração das forças no pedal possibilita entender como estas forças são aproveitadas ao longo do ciclo, determinando dessa forma a técnica da pedalada (HULL; DAVIS, 1981). Para a instrumentação de pedais são comumente utilizados extensômetros de resistência elétrica para medida de forças nos pedais e, cristais piezoelétricos para medida de deformação e, conseqüentemente as forças aplicadas ao eixo do pedal ou a uma plataforma de força desenvolvida e adaptada à carcaça do pedal (CARPES et al., 2006). Apesar das vantagens oferecidas pelos cristais piezoelétricos (maior faixa de frequência de resposta, calibração mais simples e uma menor sensibilidade cruzada), é mais comum o uso de extensômetros por serem mais acessíveis e apresentarem excelentes resultados (NASCIMENTO et al., 2003). Diferentes soluções para a instrumentação de pedais são apresentadas por alguns estudiosos (ALVAREZ; VINYOLAS, 1996; BONTEMPO et al., 1997; NETO et al., 2001; NABINGER; ITURRIOZ, 2005; GURGEL, 2005; NABINGER, 2006; CARPES, 2006), mas as características do primeiro sistema desenvolvido por Hull e Davis (1981) são sempre mantidas.

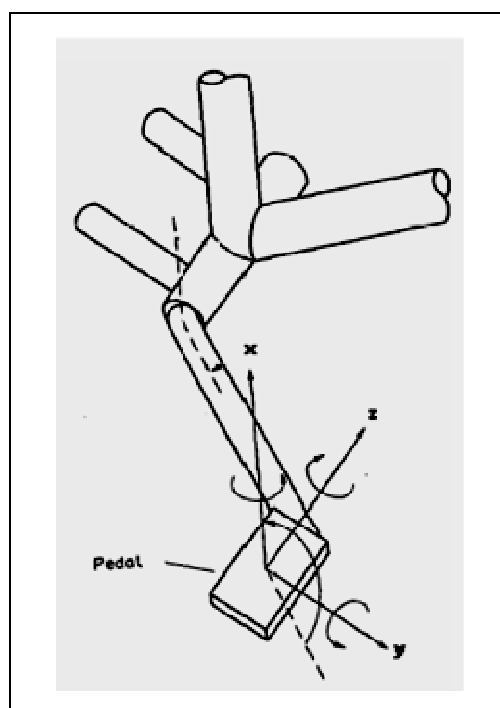


Figura 6 - Sistema de coordenadas do pedal. Adaptado de Davis; Hull (1981).

Em relação às forças aplicadas no pedal, a grande maioria dos estudos se preocupa em quantificar a força vertical ou normal (F_x), ou as forças horizontais (F_y e F_z) conforme Figura 6. O sistema bidimensional para análise das forças aplicadas no pedal é o mais utilizado e, menos comum, o sistema tridimensional, pois nesta direção a variação de força não está relacionada à eficiência da pedalada, principalmente para atletas profissionais. Esse estudo traz uma abordagem unidirecional, apenas a força normal (FN) será analisada devido à complexibilidade da instrumentação de pedais no meio aquático.

2.6.5 Comportamento da Força Perpendicular no Pedal

Nem toda força aplicada sobre o pedal é transmitida para o movimento, a componente da força que atua perpendicularmente é a única força efetiva responsável por movimentar o pé-de-vela (ERICSON; NISELL, 1988; NABINGER, 2006). A força efetiva, perpendicular ao pé-de-vela tem seu maior valor próximo aos 90° do ciclo do pé-de-vela, isto porque ela é relacionada com a distância horizontal entre o pedal e o pé-de-vela, que serve como braço da alavanca para produção de torque (CARPES, 2006).

De acordo com Gregor (2000), o pico de força perpendicular à superfície do pedal, que é a própria força normal, atinge uma magnitude de aproximadamente 60% do peso corporal do ciclista e essa porcentagem é praticamente a mesma para todos os ciclistas, dificilmente excede o peso do ciclista, a menos que ele se apóie no guidom. Porém, em estudo realizado anteriormente por Gregoor, Broken; Ryan (1991) foram encontrados valores superiores ao peso corporal do ciclista onde a magnitude da força vertical superou em aproximadamente 70% o peso corporal. Já no estudo de Álvarez; Vinyolas (1996) o valor do pico de força perpendicular à superfície do pedal foi cerca de 70% do peso corporal do indivíduo.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Esta pesquisa, de caráter experimental refere-se à análise da Força Normal média aplicada sobre o pedal e análise da ativação muscular durante o movimento da pedalada em cicloergômetro aquático.

3.2 AMOSTRA

Participaram deste estudo 5 sujeitos do sexo masculino, com idade ($22 \pm 1,9$) anos, estatura ($176 \text{ cm} \pm 3,3$), massa corporal ($75,5 \text{ kg} \pm 3,8$), todos praticantes de atividades físicas e destros. Antes de realizarem o experimento os sujeitos receberam explicações sobre os objetivos da pesquisa, dos equipamentos e do protocolo, logo após, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A) para pesquisa com seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme (Apêndice B).

3.3 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Alunos da graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá-FEG/UNESP foram convidados, a participarem da pesquisa, como voluntários. Foi utilizado o questionário PAR-Q (Apêndice C) visando identificar prováveis restrições e limitações da saúde para a prática de atividade física. Algumas questões complementares foram elaboradas para verificar se todos os voluntários realizavam com regularidade qualquer modalidade de atividade física.

3.4 CRITÉRIO DE INCLUSÃO

Foram selecionados os voluntários de acordo com as características necessárias

para a realização desta pesquisa: sexo masculino, estatura entre 1,70 m a 1,80 m, praticantes de atividades físicas e aptos a praticá-las de acordo com o questionário PAR-Q. A Tabela 1 apresenta os valores médios e desvios padrão referentes à idade, massa corporal e estatura dos sujeitos.

Tabela 1- Valores médios e desvios padrão referentes às variáveis de caracterização dos sujeitos do estudo.

Sujeitos n = 5	Idade (anos)	Massa Corporal (kg)	Estatura (cm)	Membro dominante
Média ± dp	22 ± 1,9	75 ± 3,8	176 ± 3,3	Direito

3.5 EQUIPAMENTOS DE MEDIDA

Para a realização desta pesquisa foram utilizados equipamentos do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, UNESP.

A bancada de instrumentação está representada na Figura 7 e os equipamentos que a compõe estão relacionados nos itens subseqüentes.



Figura 7 - Bancada de instrumentação montada para o experimento.

3.5.1 Bicicleta aquática

A bicicleta aquática Hidrocycle é a única bicicleta aquática do mercado, produzida no Brasil, construída em aço Inox 304, tubos de perfil redondo de 30 mm com paredes de 3 mm de espessura e tubos de perfil quadrado de 25 mm com paredes de 2,5 mm, pés emborrachados de 300 mm x 30 mm de diâmetro. Possui regulagem individual para variar a resistência da pedalada, com um sistema de quatro calhas independentes em forma de cruz e, estas são fixadas a uma bucha de nylon alojada no eixo de fixação do pé- de- vela, o qual é movimentado pelo giro dos pedais. Cada calha tem formato retangular, com dimensões 22 cm x 7,5 cm área de 165 cm². Portanto, as quatro calhas, possuem área total de 660 cm² (4 x 165 cm²). Na superfície de cada calha existem duas aberturas (furos) de duas polegadas de diâmetro cada uma, com uma área de 20,26 cm² por abertura. Para alterar a resistência da água pode-se fechar ou abrir os furos presentes em cada calha o que provoca um aumento ou diminuição da área total (Figura 8). Quando os dois furos estão fechados à área total de cada calha é de 660cm², se apenas um furo estiver fechado, a área passa a ser de 579 cm² e, com os dois furos abertos apresentam uma área de 498 cm². Na bicicleta aquática foi fixado no quadro da mesma um sensor indutivo de distância (10 mm), diâmetro de 30 mm, com alimentação de 10 a 30 volts de corrente contínua, a prova de água da marca Autonics, (Figura 9). Este sensor teve por finalidade detectar os pulsos (período de rotação) provenientes da passagem de cada uma das calhas através do mesmo, durante o ciclo da pedalada. Para marcar a frequência da pedalada foi utilizado um indicador digital, modelo UW1200 da marca Coel.



Figura 8 - Sistema de calhas da Hidrocycle com regulagem do fluxo de água (Martins, 2005).

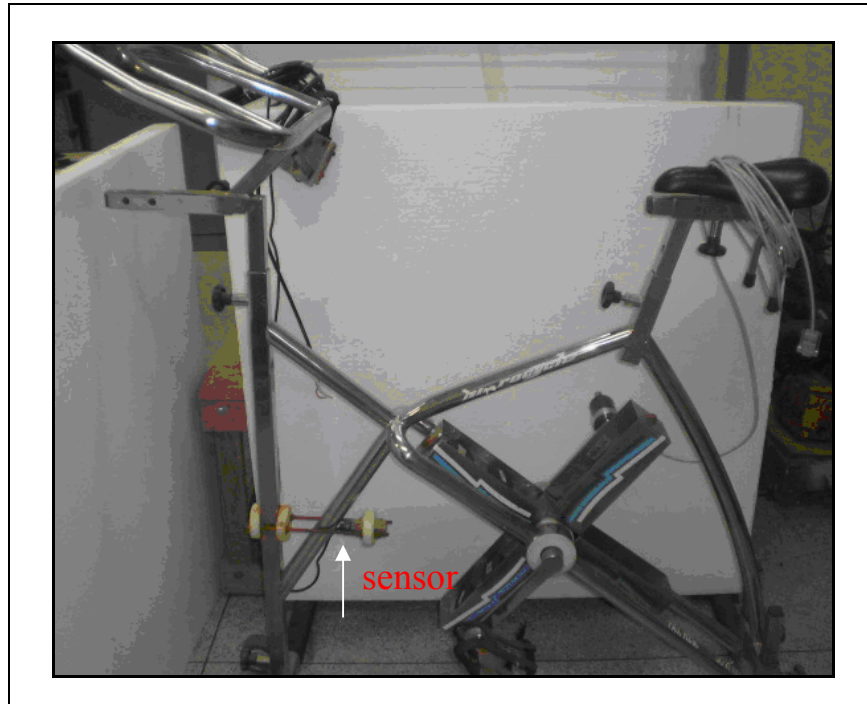


Figura 9 - Bicycleta aquática com o sensor indutivo fixado no quadro dianteiro.

3.5.2 Tanque

O tanque de dimensões externas 1,2 m x 1,0 m x 1,5 m, respectivamente, comprimento, largura e altura, foi projetado e construído no Laboratório de Biomecânica. A estrutura do tanque foi feita pelos perfis de aço soldado e os vidros temperados transparentes foram montados com devida vedação. Na base do tanque foi instalada a bicycleta aquática.

3.5.3 Projeto para instrumentação do pedal

O projeto do pedal deste estudo foi embasado por outros como os apresentados por Alvarez; Vinyolas (1996), Nabinger; Zaro (1997) e Carpes (2006). De acordo com Carpes (2006), a instrumentação do eixo do pedal é uma solução prática para monitorar as forças solicitadas na pedalada, pois envolve medidas simples de flexão em um eixo instrumentado. Entretanto, para ele, fatores como, o reduzido espaço para manipulação e fixação de extensômetros elétricos, as conexões mecânicas entre pedal,

eixo e pé-de-vela e a manipulação de fios e cabos durante a pedalada, são responsáveis por dificultar a instrumentação. Por isso, este estudo, além das dificuldades apontadas por Carpes (2006) teve outro grande problema a ser resolvido, instrumentar o eixo de um pedal para ser utilizado no ambiente aquático.

3.5.3.1 Pedal com extensômetros

Foi necessária a confecção de um eixo em aço inoxidável 340 com o intuito de evitar a oxidação provocada pelo contato com a água cujas dimensões estão ilustradas na Figura 10.

No eixo foram colados quatro extensômetros elétricos da marca Micro Measurements Instrument, modelo linear grade simples, código J2A-065038-350 Ω , faixa de temperatura 0°- 40° C, com fator de ganho 2,0, circuito elétrico com ponte completa de Wheatstone. Para que os deslocamentos angulares do pedal e do eixo fossem coincidentes, o pedal foi fixado ao eixo, o eixo fixado a um rolamento rígido de esferas e, estes últimos, embutidos em uma bucha presa ao pé-de-vela da bicicleta como ilustra a Figura 11. A confecção e vedação deste circuito foram realizadas na Toledo do Brasil (São Bernardo do Campo-S. P, Brasil).

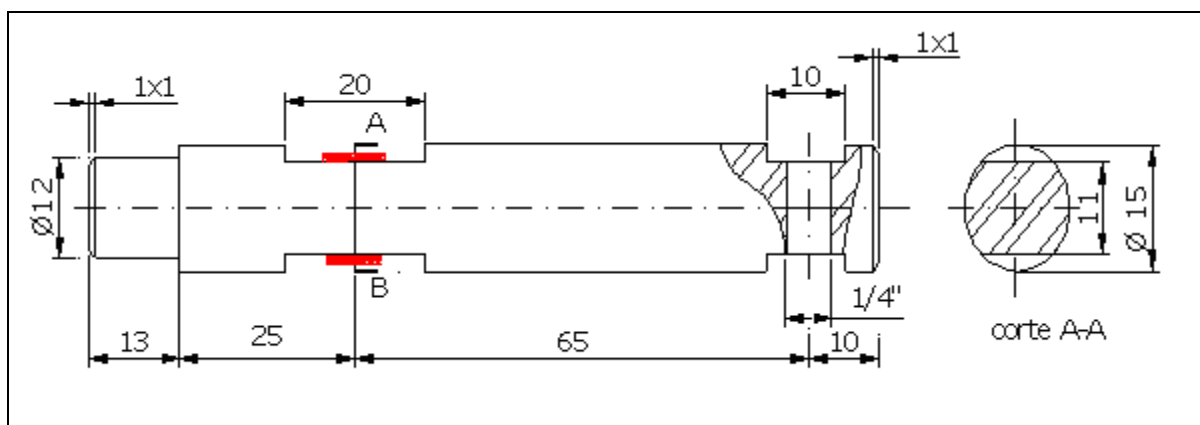


Figura 10 - Desenho do eixo do pedal com montagem dos extensômetros em ponte completa na ranhura da extremidade do eixo A — e B —

A Figura 11 ilustra a conexão do eixo do pedal ao pé-de-vela e a Figura 12 ilustra o pedal já montado.

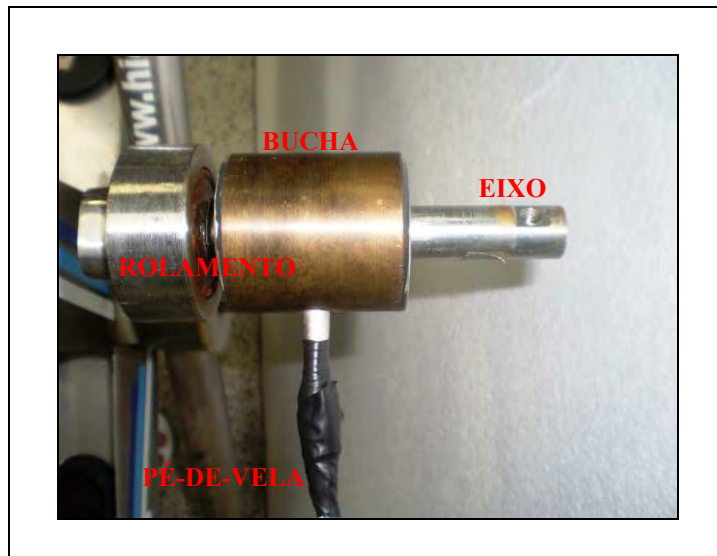


Figura 11 - Eixo do pedal conectado ao pé-de-vela

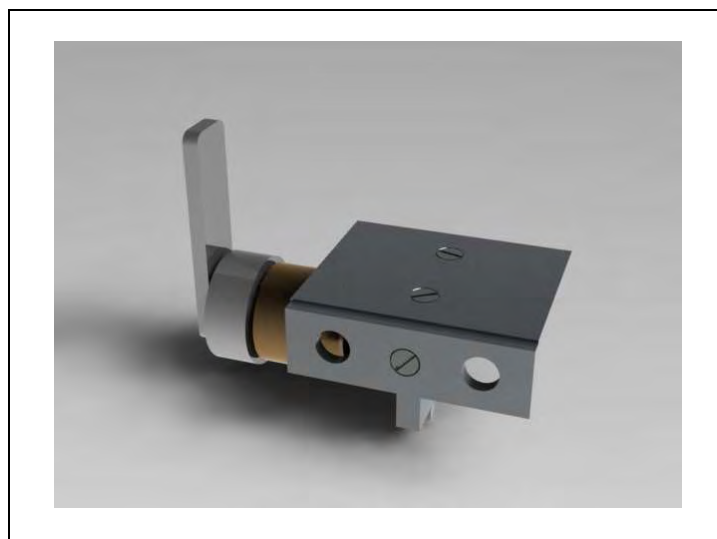


Figura 12 – Pedal montado

3.6 CALIBRAÇÃO DO PEDAL

Calibração é um conjunto de operações que estabelece sob condições específicas a relação entre um material de referência, e os valores correspondentes das grandezas estabelecidos por padrões. Desta maneira, a calibração estática realizada neste instrumento objetivou determinar a relação entre a força normal aplicada no pedal e a tensão de saída obtida a partir da deformação dos extensômetros. Para a aplicação das cargas, foram utilizadas duas anilhas de 2,0 kg (19,62 N), duas anilhas de 4,0 kg

(39,24 N) e três anilhas de 8,0 kg (78,48N) com massas devidamente aferidas. A bancada para calibração constituiu-se de um tablado de madeira com as seguintes dimensões: 1600 mm (comprimento) x 1100 mm (largura) x 500 mm (altura). No centro deste tablado, encontra-se uma superfície vazada quadrada de 510 mm x 510 mm. A bicicleta aquática foi colocada sobre o tablado e para evitar qualquer movimento da mesma, esta teve o seu suporte anterior e posterior fixo por uma braçadeira presa no respectivo tablado. Este posicionamento da bicicleta foi fundamental para o procedimento adotado para a calibração, uma vez que, o vazado do tablado permitiu a colocação das anilhas no suporte de carga como mostra Figura 13.



Figura 13 - Tablado de madeira utilizado na calibração do eixo do pedal

Para a aplicação de força na vertical o eixo do pedal foi fixado ao pé-de-vela da bicicleta. Na extremidade do eixo, foi feita uma ranhura e nela um furo roscado para o encaixe de uma peça idealizada composta de uma haste e um disco metálico rígido, denominado aqui de suporte de carga. A haste foi rosqueada em sua parte inferior ao disco presa por uma porca, sua parte superior rosqueada ao furo do eixo. Após a

fixação, o pé-de-vela foi posicionado na vertical em relação ao solo para posterior calibração como ilustra Figura 14.

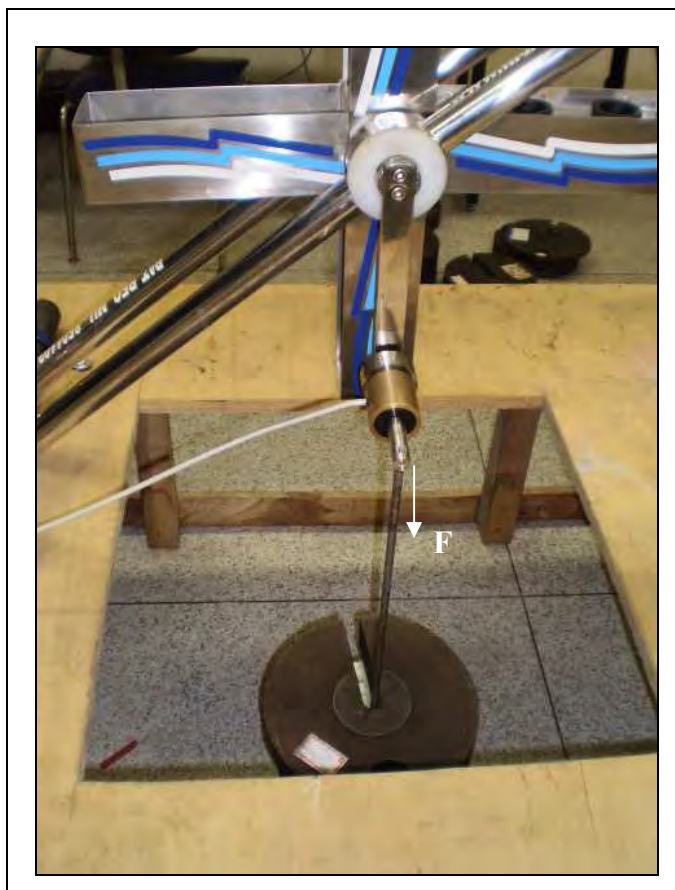


Figura 14 - Suporte de carga fixado ao eixo para calibração.

A massa do suporte de carga foi considerada, desta forma, para anular seu efeito, todos os canais de aquisição foram zerados antes do início do procedimento de calibração. O protocolo de aplicação de cargas consistiu na manutenção destas, sobre o suporte de carga, respeitando um intervalo de tempo necessário para a estabilização e, conseqüentemente normalização do sinal. Após este tempo, a anilha seguinte era adicionada até que todas estivessem sobre o suporte de carga totalizando 30 kg (294,30 N). Para garantir a confiabilidade dos resultados foram realizadas três calibrações com cargas ascendentes e calculada a média. Para a força normal, na faixa de 0 a 294,30 N, foi obtida uma correlação de ($R^2 = 0,997$) o que demonstra uma relação linear entre a tensão elétrica e a força aplicada no eixo do pedal. Foi utilizado o sistema de condicionamento de sinais Spider 8 para aquisição e manipulação dos dados e o

software específico Catman 3.1. Com esses dados foi possível obter a curva de calibração apresentada na Figura 15.

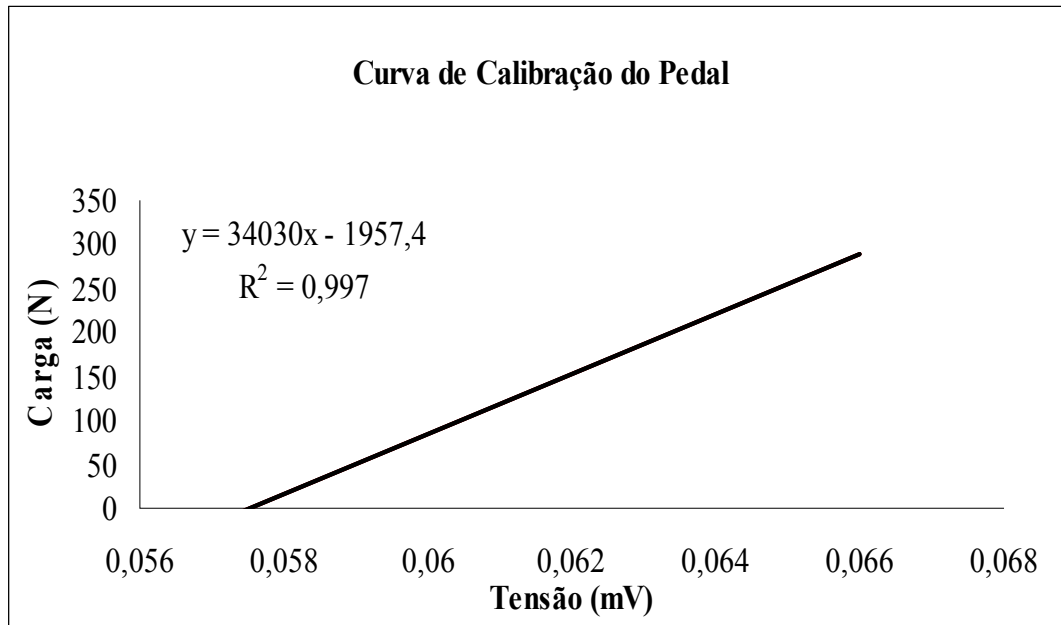


Figura 15 - Curva de calibração do eixo do pedal

3.7 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Para a aquisição dos sinais da força normal aplicada sobre o pedal do cicloergômetro aquático, foi utilizado o sistema de condicionamento de sinais Spider 8 e o software específico Catman 3.1(HBM). Este equipamento funciona como um conversor analógico/ digital de sinais. A entrada dos sinais analógicos (mV), se faz através de um dos canais de entrada e são provenientes dos extensômetros elétricos previamente montados num circuito ponte completa (Wheatstone). Já a saída destes sinais digitais (mV) são enviados para o computador via porta USB, os quais são processados através de um software específico Catman3.1. O sistema de condicionamento de sinais (Spider 8 e Catman) captaram os sinais de rpm (pulso) e da força normal no pedal.

3.8 ELETROMIÓGRAFO

Para a aquisição do sinal eletromiográfico foi utilizado o equipamento EMG System do Brasil modelo EMG-800C com quatro canais, sendo que, três canais, foram usados para registrar a atividade elétrica dos músculos durante o movimento da pedalada na bicicleta aquática e, um canal utilizado para o sensor de rotação do pedal para indicar o início e o final do ciclo da pedalada. Cada canal eletromiográfico possui um conversor analógico/digital de 16 bits de resolução, módulo de rejeição comum > 100 dB, com ganho configuráveis de 100 vezes por canal, impedância de entrada de 10.000 MOhms e filtro passa-banda Butterworth de 4^a ordem. Para este estudo, foi realizada a configuração do ganho em 1000 vezes e o sistema de coleta de dados operou com frequência de amostragem de 2000 Hz e frequência de corte de 20 Hz e 500 Hz. A energia para o EMG foi por meio de uma bateria tipo LI-PO 11.1v 1.8 A/h, modelo BTD 110203/11, marca EMG System Brasil. Para eliminar qualquer possibilidade de influência da rede elétrica nos sinais de EMG foi utilizado um carregador de bateria da mesma marca modelo HP5V2LI-PO. Para marcar a frequência da pedalada foi utilizado um indicador digital modelo UW1200 da marca Coel.

3.8.1 Sincronização da dinamometria com a eletromiografia

Para sincronização dos sistemas da dinamometria e eletromiografia o canal do sensor de pulso foi conectado aos equipamentos de medida, Spider 8 e ao eletromiógrafo. O indicador digital (Coel) fez o registro em rpm das frequências da pedalada, estipulada para este estudo em 50 rpm. O EMG registrou os pulsos obtidos em função do tempo dado em segundos (s) em sincronia com os mesmos tempos dado pelo Spider 8. Isto garantiu que o sinal de pulso captado pelo sensor fosse enviado simultaneamente junto aos sinais de EMG e de força para dois microcomputadores (Notebooks Computer IS 1252) conforme mostra a Figura 16. Os dados foram gravados por um período de 30 segundos.



Figura 16 – Registro simultâneo dos sinais EMG e da força normal no pedal durante a coleta de dados.

3.9 PROCEDIMENTOS GERAIS E PROTOCOLO PARA COLETA DE DADOS

A cada voluntário foram dadas explicações sobre os procedimentos do experimento e sanado qualquer dúvida quanto à segurança da coleta de dados. Foram realizadas então as medidas antropométricas (massa corporal e estatura) e coletados dados pessoais (nome, idade) e a lateralidade (necessariamente destros). Foi utilizada uma balança da marca Welmy, escala 0-150 kg com resolução mínima de 100 g e estadiômetro da mesma marca, escala de 0-2 m e resolução mínima de 0,5 cm para medidas da massa corporal e estatura dos voluntários, respectivamente.

A cada voluntário foi pré-estabelecido dia, horário e traje de banho para que comparecessem ao Laboratório de Biomecânica para a coleta de dados.

3.9.1 Familiarização com o exercício no cicloergômetro aquático

Nos dias antecedentes ao da coleta de dados, os voluntários estiveram no Laboratório de Biomecânica para familiarização quanto aos procedimentos do experimento, o tempo necessário de permanência no Laboratório para coleta de dados, assim como explicações minuciosas quanto a execução do exercício e adaptação da frequência de pedalada estipulada em 50 rpm.

3.9.2 Preparação da pele e colocação dos eletrodos de superfície

Para a preparação da pele e colocação dos eletrodos, os voluntários trajando sunga de banho, se posicionaram sobre uma maca em decúbito dorsal para a realização da tricotomia dos pelos da região da coxa (músculo reto femoral) seguida por higienização com álcool da região depilada. Os mesmos procedimentos foram realizados em decúbito ventral para o músculo bíceps femoral e gastrocnêmio. Este procedimento foi adotado para diminuir a impedância da pele e obter um melhor sinal EMG e, também uma melhor fixação dos eletrodos e dos adesivos impermeáveis.

Quanto ao posicionamento dos eletrodos em relação aos músculos aqui estudados para captação do sinal EMG seguiram-se as recomendações do relatório SENIAM (HERMENS et al., 1999). Para o músculo reto femoral foi medida com uma fita métrica a distância entre a espinha íliaca superior anterior e parte superior da patela, desenhando-se uma linha sobre a pele ligando esses dois processos ósseos. A cinquenta por cento dessa distância, a partir da espinha íliaca, foi colocado o eletrodo de superfície. Para o músculo bíceps femoral (cabeça longa), foi realizado o mesmo processo para medição, sendo o eletrodo colocado a cinquenta por cento da distância medida entre a tuberosidade ísquia e o epicôndilo lateral da tíbia. Por último, o músculo gastrocnêmio lateral (GL), o eletrodo foi posicionado a um terço da distância medida entre a cabeça da fibula e o maléolo medial. As Figuras 17, 18 e 19 ilustram as recomendações do SENIAM para o posicionamento dos eletrodos de superfície para captação do sinal EMG dos músculos, GAL, BF e RF. Esses músculos foram escolhidos por corresponderem àqueles mais comumente citados na literatura no movimento da pedalada (JORGE; HULL, 1986, GREGOR, BROKER; RYAN, 1991 BAUM; LI, 2003).

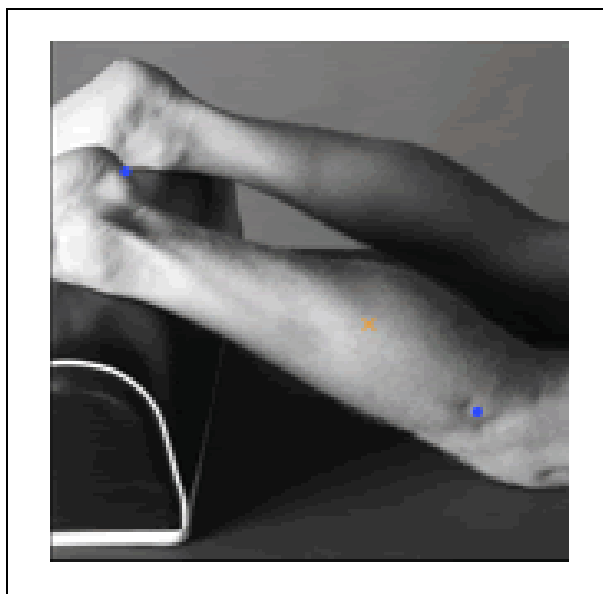


Figura 17- Posicionamento do eletrodo no músculo gastrocnêmio lateral. Fonte: SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles).

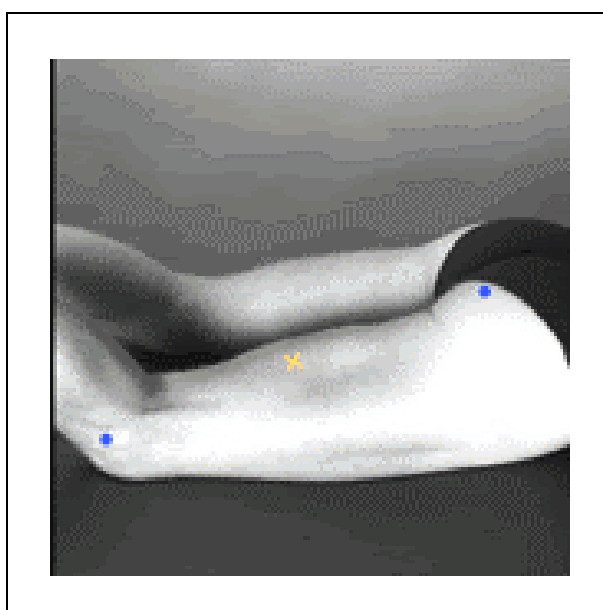


Figura 18- Posicionamento do eletrodo no músculo bíceps femoral. Fonte: SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles).

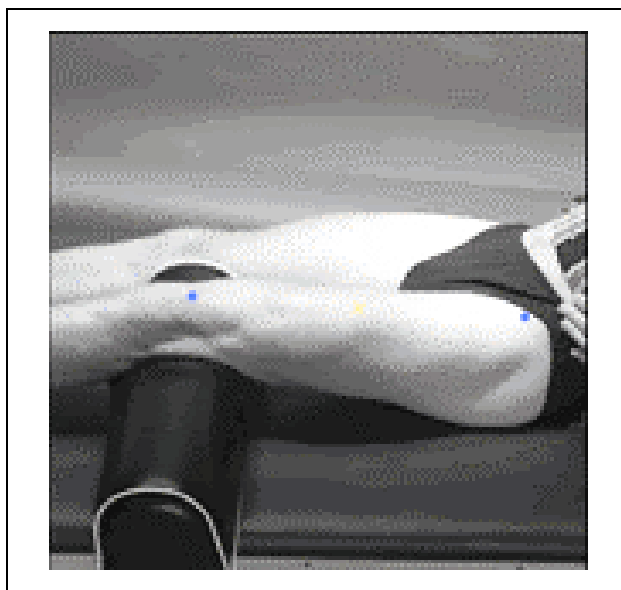


Figura 19 - Posicionamento do eletrodo no músculo bíceps femoral. Fonte: SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles).

3.9.3 Isolamento dos eletrodos

Foram utilizados eletrodos adesivos de superfície pré-amplificados com configuração bipolar modelo Medi-Trace 200, com 1 cm de diâmetro (Kendal, Medtrace 200).

Os eletrodos superficiais foram colocados perpendicularmente em relação às orientações das fibras musculares e em configuração bipolar, conforme sugerido pelas normas do projeto SENIAM. Os mesmos foram fixados à pele por meio do curativo oclusivo Tegaderme (3M) e, sobre eles foi colocada uma fita resistente e impermeável (Espardrapo Cremer) para aumentar o fator proteção dos eletrodos contra a entrada de água. Como os movimentos dos cabos poderiam afetar os sinais EMG, foram fixados à pele, por meio de fita adesiva Silver Tape (3M) por toda a extensão do membro inferior avaliado (direito). O eletrodo de referência foi fixado no processo ósseo do punho direito.

Para verificar a qualidade da captação do sinal eletromiográfico, após a colocação dos eletrodos foi realizado um teste para cada músculo a partir de uma contração isométrica máxima contra resistência manual, conforme ilustram as Figuras 20, 21 e 22.

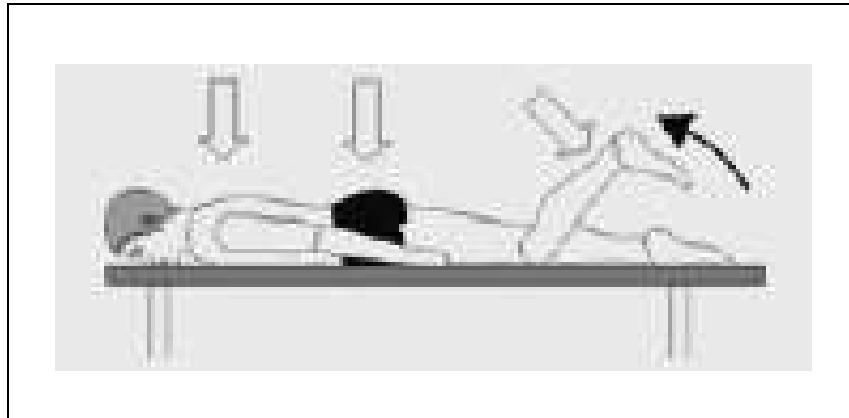


Figura 20- Posição para CVM do bíceps femoral-flexão do joelho contra resistência manual. (20° e 30°). Fonte: Adaptado de Konrad, 2005, p.32.



Figura 21- Posição para CVM do reto femoral-extensão do joelho contra resistência manual (90 e 70). Fonte: Adaptado de Konrad, 2005, p.32.

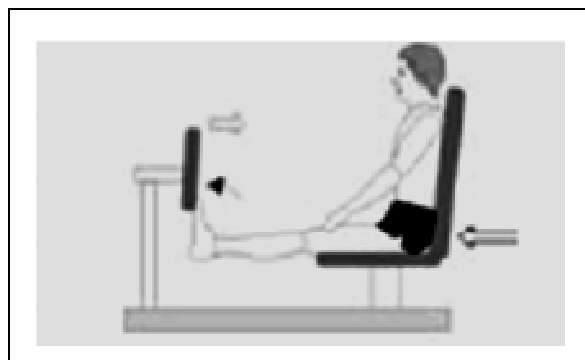


Figura 22 - Posição para CVM do gastrocnêmio - flexão plantar contra resistência fixa. Fonte: Adaptado de Konrad, 2005.

Logo após a verificação dos sinais de teste dos músculos, o voluntário foi colocado no tanque, com altura da água na cicatriz umbilical e temperatura entre 26° a

28° C controlada durante todo o ensaio por um sensor térmico, previamente conectado em um multímetro digital da marca Minipa.

No cicloergômetro aquático, os voluntários foram instruídos a colocarem o pé direito no pedal, de maneira que, o dedão do pé e os artelhos estivessem bem firmemente presos na presilha e o pé apoiado na base do pedal em posição neutra. O selim do cicloergômetro foi ajustado para cada voluntário em relação à altura do trocanter maior do fêmur direito (CARVALHO, 2008).



Figura 23- Coleta de dados dos sinais EMGS e dos sinais da Força Normal aplicada no pedal.

Para dar início a coleta de dados foi pedido aos voluntários que posicionassem o pedal a zero grau do ciclo da pedalada, conforme ilustra Figura 24 para que o sensor não captasse nenhum pulso antes de ser dado o comando verbal para iniciar o movimento da pedalada.

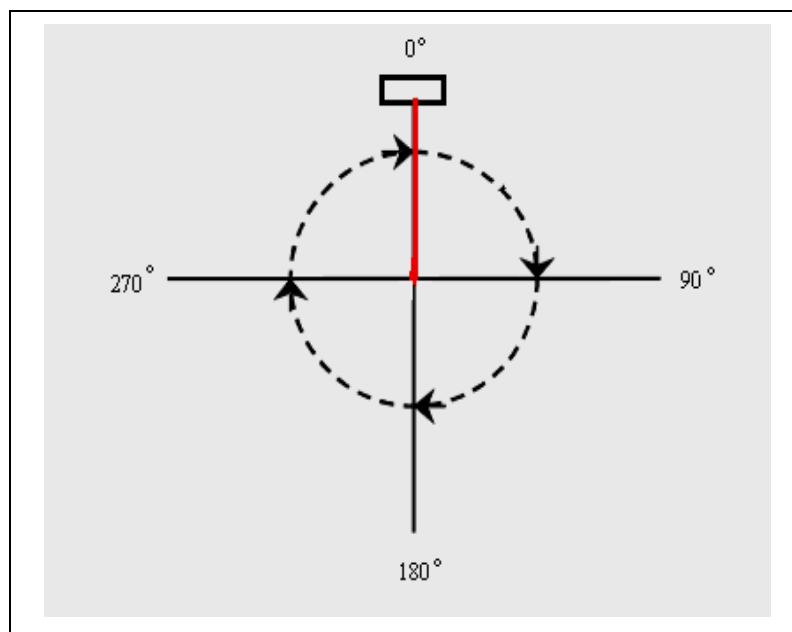


Figura 24 -Posição do pedal a 0° do ciclo da pedalada para a coleta do sinal EMG e da força normal.

Conforme protocolo estabelecido neste estudo, após o comando, o voluntário iniciou a pedalada por 1 minuto com os dois furos de cada calha da bicicleta aquática abertos, mantendo a rotação em torno de 50 rpm controlada pelo próprio sujeito através do indicador digital.

Finalizada a coleta de dados, foi entregue ao voluntário tampão de borracha próprio da Hidrocycle para fechamento de um furo de cada calha. Iniciou-se novamente a coleta seguindo as mesmas condições da primeira. Finalmente, para a última coleta, todos os furos foram fechados e os mesmos procedimentos repetidos.

Os dados coletados simultaneamente foram gravados e armazenados em dois computadores, um conectado ao Spider 8, para captação do sinal de força e sinal do pulso. Outro, conectado ao eletromiógrafo para aquisição do sinal EMG e sinal do pulso.

Após o armazenamento dos dados nos softwares, foram descartados os sinais correspondentes ao início e ao final do tempo de execução da pedalada (1 minuto) e analisados 10 ciclos. Como o ciclo da pedalada possui duas fases distintas, a fase de propulsão e a fase de recuperação, foi calculada a média da força normal para as respectivas fases nos três níveis de controle de fluxo de água para posterior análise dos resultados.

3.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi utilizada estatística descritiva para análise dos dados (média e desvio padrão) e testes não paramétrico para pequenas amostras. O teste de Fridman foi realizado para analisar as diferenças entre os três níveis de controle de fluxo de água. O teste de Kruskal - Wallis para variar a resistência da pedalada para analisar a diferença dos valores da ativação muscular (RMS) nos três níveis.

Com o intuito de verificar a correlação entre os sinais EMGS e os da Força Normal média foi utilizado o teste de Correlação Linear Produto – momento de Pearson. Toda análise estatística foi desenvolvida nos softwares MINITAB 15 e Excel. O nível de significância adotado foi $p < 0,01$.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS REFERENTES À DINAMOMETRIA

4.1.1 Ensaio do sujeito 1

A Figura 25 apresenta o registro dos sinais da Força Normal (FN) no intervalo de tempo que antecede o início da pedalada (posição inicial - 0°) e, posteriormente, o registro simultâneo dos sinais da Força Normal e dos pulsos sendo, estes últimos, obtidos através do deslocamento angular de 90° das calhas.

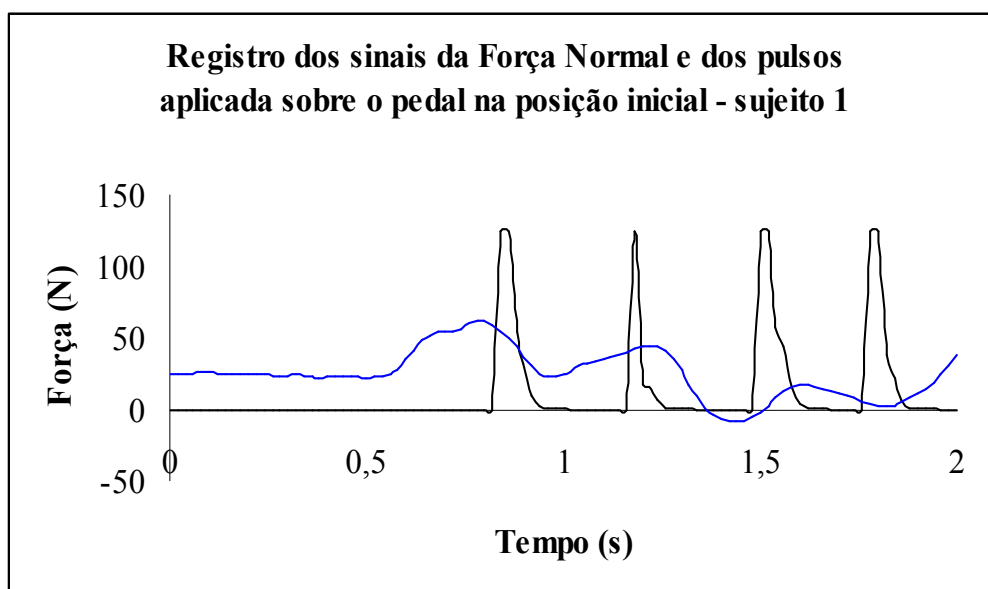


Figura 25- Registro dos sinais da Força Normal aplicada sobre o pedal na posição inicial (0°) e de pulso para início da coleta de dados - sujeito 1

4.1.1.1 Força Normal Média – nível 1 - (2FA)

A Força Normal média (FN_m) foi obtida através da média dos picos máximos da Força Normal registrados na fase de propulsão (FNP). Para cada nível de resistência da água (2FA, 1FF e 2 FF) foi calculada a FN_m de 10 ciclos completos da pedalada conforme ilustram as Figuras 26, 27 e 28.

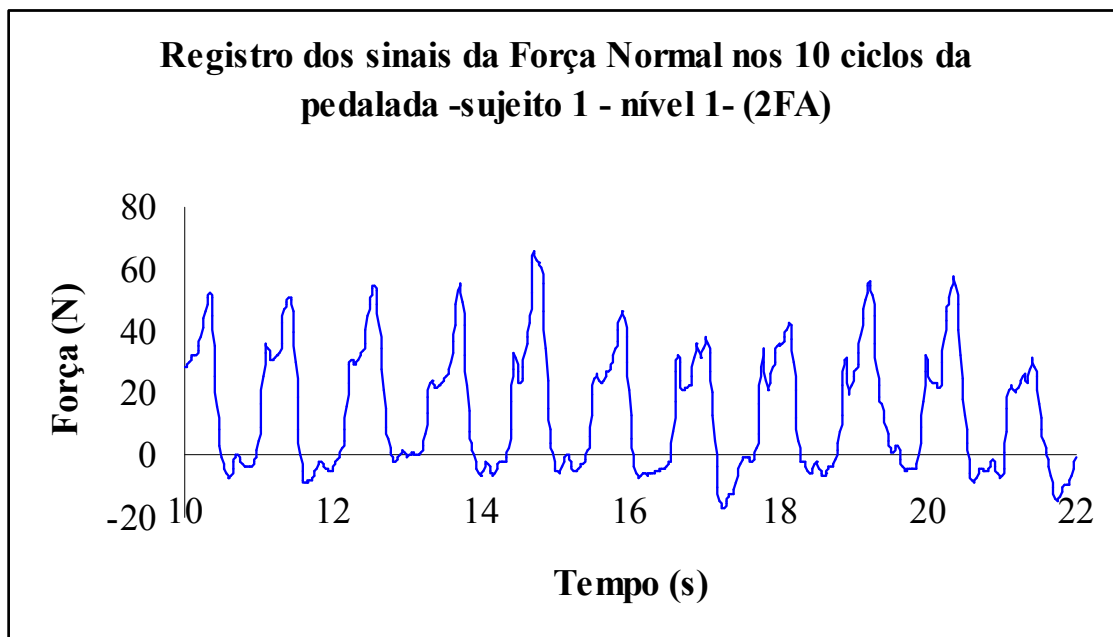


Figura 26- Registro dos sinais da Força Normal nos 10 ciclos da pedalada – sujeito 1 - nível 1 (2FA).

Tabela 2- Intervalo de tempo das fases de propulsão, picos de força e desvios padrão no nível 1 (2FA).

Ciclos	Fase propulsão $\Delta t = (t_f - t_i)(s)$	Pico de Força (N)	Fase de recuperação $\Delta t = (t_r - t_i)(s)$	Pico de Força (N)
1	0,30	53,60	0,44	11,39
2	0,28	57,13	0,30	2,00
3	0,38	54,73	0,38	8,82
4	0,28	69,01	0,48	5,45
5	0,36	49,58	0,44	11,23
6	0,54	43,01	0,48	27,28
7	0,20	49,59	0,50	8,01
8	0,54	59,38	0,20	9,30
9	0,38	61,47	0,40	9,00
10	0,38	37,55	0,34	22,46
Média	$0,36 \pm 0,109$	$53,00 \pm 9,11$	$0,39 \pm 0,094$	$11,50 \pm 7,64$

4.1.1.2 Força Normal Média – nível 2 - (1FF)

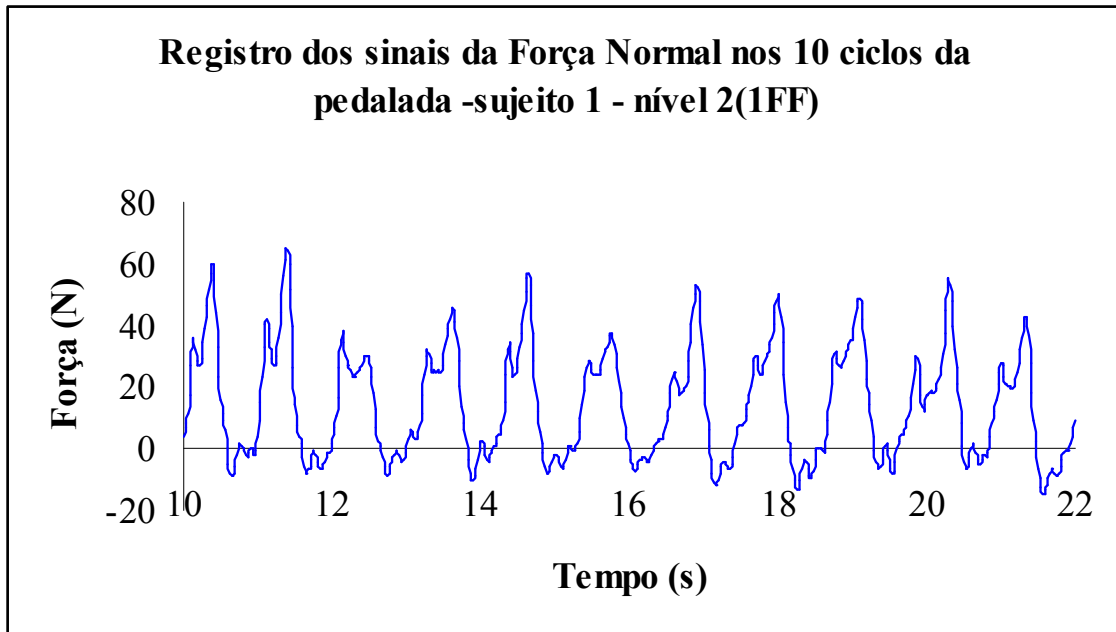


Figura 27- Registro dos sinais da Força Normal nos 10 ciclos da pedalada no nível 2 (1FF).

Tabela 3 - Intervalo de tempo das fases de propulsão, picos de força e desvios padrão no nível 1 (1FF).

Ciclos	Fase propulsão $\Delta t = (t_f - t_i)(s)$	Pico de Força (N)	Fase de recuperação $\Delta t = (t_f - t_i)(s)$	Pico de Força (N)
1	0,34	65,00	0,12	5,00
2	0,24	43,33	0,30	7,22
3	0,28	48,15	0,18	6,58
4	0,28	59,54	0,38	10,10
5	0,30	43,00	0,30	9,14
6	0,28	56,33	0,36	5,94
7	0,28	55,20	0,42	17,01
8	0,26	57,61	0,46	4,98
9	0,28	62,91	0,42	5,13
10	0,20	46,70	0,28	6,74
Média	$0,27 \pm 0,036$	$56,00 \pm 7,97$	$0,32 \pm 0,108$	$8,00 \pm 3,67$

4.1.1.3 Força Normal Média – nível 3 - (2FF)

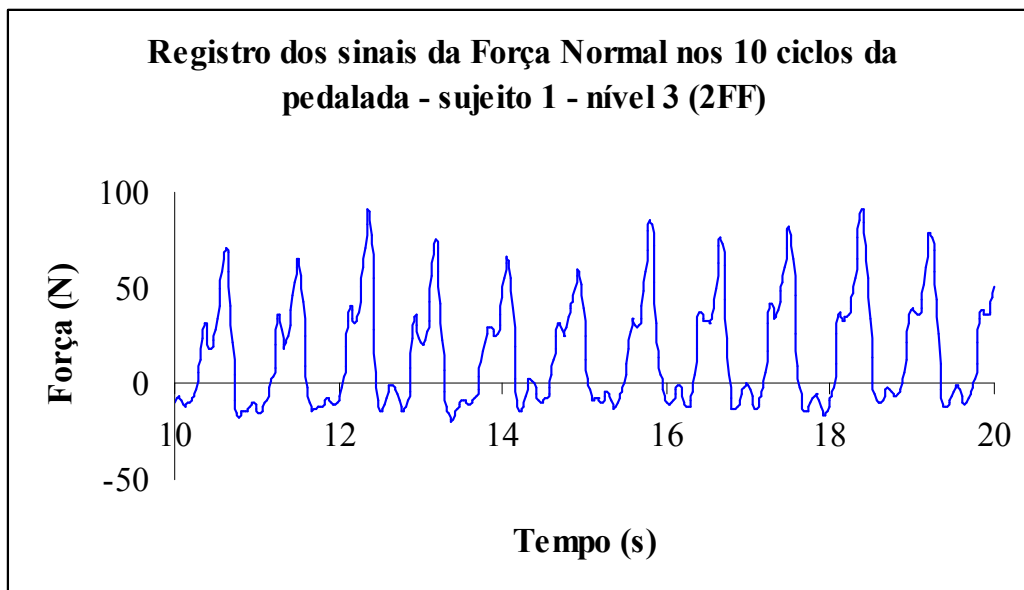


Figura 28- Registro dos sinais da Força Normal nos 10 ciclos da pedalada no nível 3 (2FF).

Tabela 4- Intervalo de tempo das fases de propulsão, picos de força e desvios padrão no nível 3 (2FF).

Ciclos	Fase propulsão $\Delta t = (t_f - t_i)(s)$	Pico de Força (N)	Fase de recuperação $\Delta t = (t_f - t_i)(s)$	Pico de Força (N)
1	0,34	80,08	0,34	20,05
2	0,37	100,47	0,12	15,24
3	0,24	89,56	0,30	27,59
4	0,30	76,08	0,18	11,40
5	0,30	68,21	0,22	13,31
6	0,34	97,58	0,22	10,11
7	0,28	88,11	0,18	12,51
	0,26	93,09	0,20	11,86
9	0,30	105,45	0,20	13,15
10	0,28	83,93	0,18	10,59
Média	0,30 ± 0,039	88,30 ± 11,51	0,22 ± 0,063	14,60 ± 5,38

4.1.2 Apresentação dos resultados da Força Normal média

A Tabela 5 apresenta os valores obtidos para a Força Normal média de propulsão (FN_{mP}), e os CN (%) obtidos através da razão entre os valores da FM_m e dos PM (N)

para os três níveis de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2FF) dos 5 sujeitos participantes do estudo. Já a Figura 4.5 traz a ilustração gráfica da FN_m (N) e dos CN (%) para os respectivos níveis e sujeitos.

Tabela 5– Valores da FN_m em (N) e dos CN (%) obtidos para os cinco sujeitos.

Sujeitos	2 FA (N)	CN (%)	1 FF (N)	CN (%)	2FF (N)	CN (%)
1	53,00	76,70	56,00	78,00	88,30	84,00
2	120,00	83,73	122,00	85,10	165,00	92,00
3	86,00	78,20	89,00	80,00	107,00	87,50
4	72,00	74,25	82,00	75,63	86,00	89,51
5	96,40	81,10	103,94	83,45	122,00	90,33

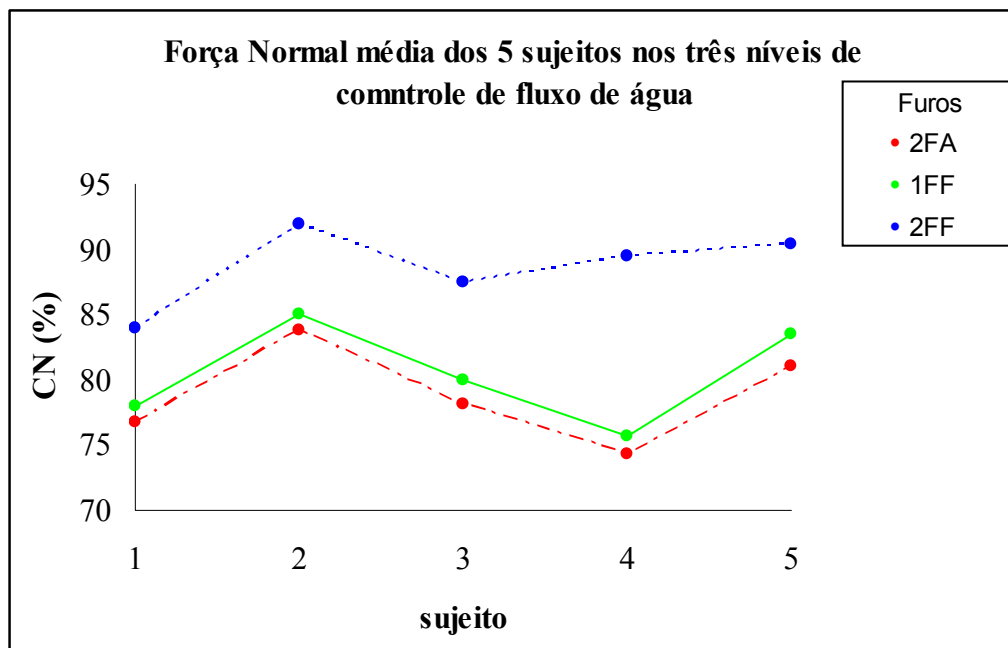


Figura 29- Representação dos valores médios obtidos para a Força Normal média em relação aos três níveis de controle de fluxo de água (1FA, 1FF e 2FF) para os 5 sujeitos.

Para a FN_m , os maiores valores (picos máximos) foram registrados em torno de 90° graus do ciclo da pedalada para os 5 sujeitos deste estudo. Estes achados corroboram com os de Ericson; Nisell, (1988) que afirmaram que a força efetiva, que é a própria Força Normal, tem seu maior valor aproximadamente a 90° graus do ciclo.

Segundo Gregor (2000) o máximo de força aplicada sobre o pedal equivale a 60% do peso corporal do ciclista. No entanto, como este estudo foi realizado em ambiente aquático levou-se em consideração o peso hidrostático que, de acordo com Krueel (2000) é de aproximadamente 50% do peso corporal com água na altura da cicatriz umbilical. A partir dos valores obtidos para os CN mostrados na Tabela 4, pode-se verificar a intensidade da força aplicada sobre o pedal para os 5 sujeitos do estudo. Como exemplo, o sujeito 1 deste estudo teve seu peso corporal registrado em 765,18 N, o que equivale a aproximadamente 382,59 N do seu peso hidrostático e, o PM_m da força 64,68 N para 2FA. Então, a força aplicada sobre o pedal foi equivalente a 76,70% do peso hidrostático. Da mesma maneira, para 1FF e 2FF com resultados de 78,00 % e 84,00 % , respectivamente. Observa-se, portanto que, a força aplicada sobre o pedal aumenta à medida que a resistência proporcionada pelos níveis de controle de fluxo de água também aumenta. Isto sugere que no ciclismo aquático o esforço para vencer a resistência da água supera o empregado no ciclismo terrestre, uma vez que, a porcentagem da força aplicada sobre o pedal ultrapassa os 60% do peso corporal do ciclista.

4.2 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS REFERENTES À ELETROMIOGRAFIA

4.2.1 Ensaio do sujeito 1

Os valores RMS_m (mV) foram obtidos pelo próprio software EMG System que forneceu os valores RMS (raiz média quadrática) para cada ciclo dos 10 ciclos analisados da fase de propulsão. As Figuras 30, 31e 32 ilustram o procedimento para a obtenção do PM obtido para o músculo GAL; o mesmo procedimento foi realizado para os demais músculos e respectivos níveis de controle de fluxo de água. Para cada nível de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2 FF) foi calculado o RMS médio (RMS_m) dos músculos GAL, RF e BF em 10 ciclos completos da pedalada de acordo com as Tabelas 6, 7e 8.

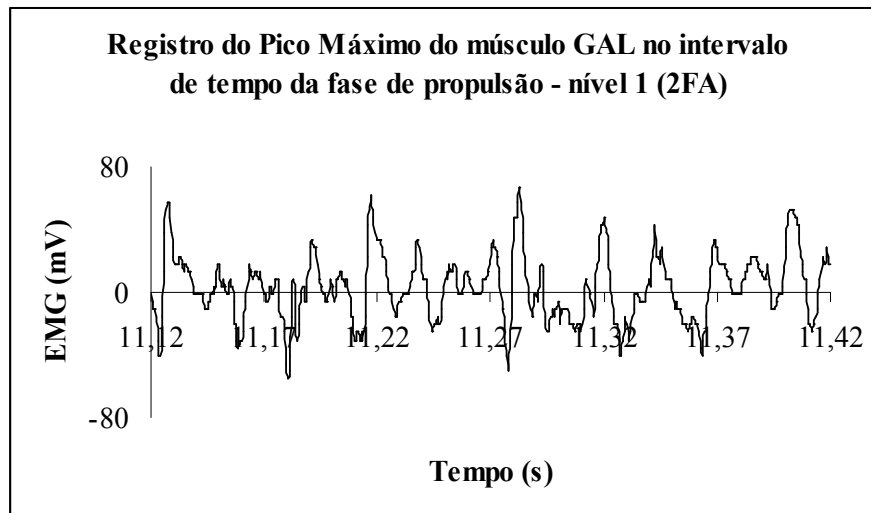


Figura 30– Pico Máximo obtido para o músculo GAL – nível 1 (2FA).

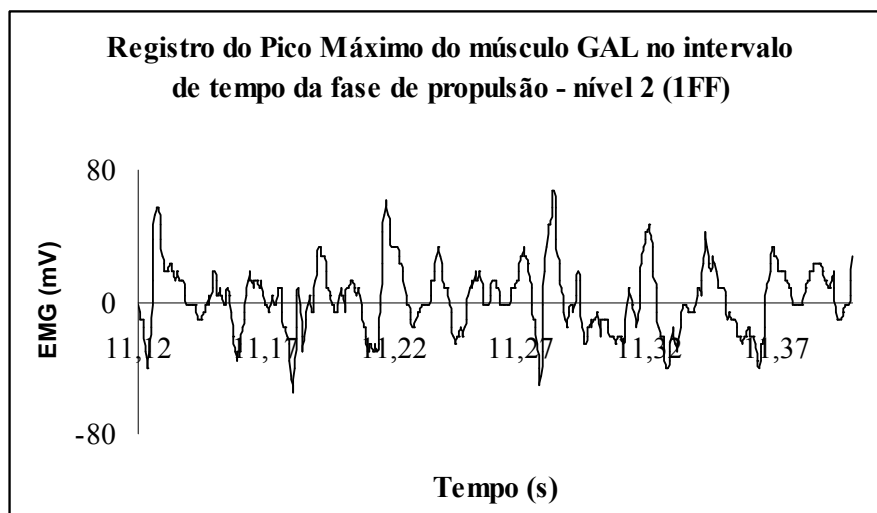


Figura 31– Pico Máximo obtido para o músculo GAL – nível 2 (1FF).

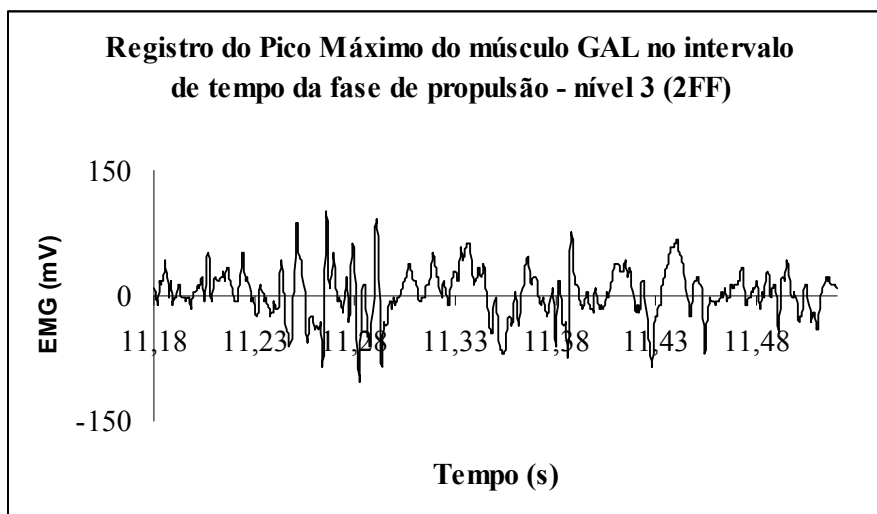


Figura 32– Pico Máximo obtido para o músculo GAL – nível 3 (2FF).

4.2.1.1 Registro dos RMS_m dos músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada – nível 1 (2FA).

Tabela 6- RMS_m dos músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada - nível 1 (2FA).

Ciclos	GAL (mV)	RF (mV)	BF (mV)
1	20,67	15,65	10,78
2	16,27	11,07	9,81
3	17,05	12,78	11,59
4	19,77	22,93	48,25
5	19,05	24,38	59,83
6	15,61	11,04	27,00
7	12,73	10,69	42,77
8	14,77	11,94	26,45
9	15,86	11,72	11,87
10	18,15	11,81	9,23
Média	17,00 ± 2,44	14,40 ± 5,08	25,80 ± 18,57

4.2.1.2 Registro dos RMS dos músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada – nível 2 (1FF).

Tabela 7- RMS_m dos músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada - nível 2 (1FF).

Ciclos	GAL (mV)	RF (mV)	BF (mV)
1	18,14	18,05	25,98
2	19,83	17,99	18,25
3	16,60	21,07	41,23
4	17,58	15,58	60,26
5	20,27	24,83	24,09
6	18,59	14,40	26,22
7	19,62	18,67	29,83
8	23,16	17,18	24,94
9	19,88	13,98	21,20
10	18,49	14,71	20,93
Média	19,50 ± 1,80	17,70 ± 3,36	30,00 ± 12,58

4.2.1.3 - Registro dos RMS_m dos músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada – nível 3 (2FF).

Tabela 8- RMS_m dos músculos GAL, RF e BF nas fases de propulsão do ciclo da pedalada – nível 3 (2FF).

Ciclos	GAL (mV)	RF (mV)	BF (mV)
1	31,98	26,04	18,24
2	32,71	29,45	13,19
3	49,97	58,95	67,90
4	35,81	11,51	53,69
5	41,33	11,95	45,32
6	30,96	12,00	34,72
7	37,60	9,90	55,97
8	35,99	14,27	30,08
9	18,48	14,24	12,30
10	28,73	10,95	12,69
Média	34,40 ± 8,24	20,00 ± 15,25	34,40 ± 20,46

4.2.2 Apresentação dos valores RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF na fase de propulsão do ciclo da pedalada, dos picos máximos médio (PM_m), e dos coeficientes de normalização (CN) - nível 1 (2FA).

Os picos máximos médios (PM_m) foram obtidos a partir dos valores RMS_m registrados nos intervalos de tempos correspondentes a fase de propulsão. Os coeficientes de normalização foram obtidos através da razão entre os valores RMS_m e dos PM_m

Tabela 9- RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF, dos PM_m, e dos CN na fase de propulsão do ciclo da pedalada - nível 1 (2FA).

Sujeito (n)	GAL			RF			BF		
	RMS _m (mV)	PM _m (mV)	CN (%)	RMS _m (mV)	PM _m (mV)	CN (%)	RMS _m (mV)	PM _m (mV)	CN (%)
1	17,00	58,31	29,15	14,40	136,75	10,53	25,80	102,00	25,30
2	23,47	71,31	32,91	16,36	94,00	17,40	22,09	97,00	22,77
3	27,60	79,23	34,83	15,89	101,00	15,73	21,67	89,00	24,35
4	24,44	67,57	36,17	19,68	127,60	15,42	25,43	91,09	27,92
5	19,98	60,00	33,30	17,23	105,00	16,41	27,98	103,51	27,03

4.2.3 Apresentação dos valores dos RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF, dos PM_m, e dos CN (%) no nível 2 (1FF).

Tabela 10- RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF, dos PM_m, e dos CN na fase de propulsão do ciclo da pedalada - nível 2 (1FF).

Sujeito (n)	GAL			RF			BF		
	RMS _m (mV)	PM _m (mV)	CN (%)	RMS _m (mV)	PM _m (mV)	CN (%)	RMS _m (mV)	PM _m (mV)	CN (%)
1	19,50	68,35	28,53	17,70	159,60	11,10	30,00	121,24	24,74
2	23,76	76,77	30,95	18,97	131,00	14,48	25,97	107,00	24,27
3	27,77	85,00	32,67	17,09	109,76	15,57	23,49	99,00	23,72
4	25,67	76,83	33,41	20,97	127,00	16,51	27,74	94,00	29,51
5	21,53	70,33	30,61	19,75	115,00	17,17	29,06	101,21	28,71

4.2.4 Apresentação dos valores dos RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF, dos PM_m, e dos CN no nível 3 (2FF).

Tabela 11- RMS_m obtidos para os músculos GAL, RF e BF, dos PM_m , e dos CN na fase de propulsão do ciclo da pedalada - nível 3 (2FF).

Sujeito (n)	GAL			RF			BF		
	RMS_m (mV)	PM_m (mV)	CN (%)	RMS_m (mV)	PM_m (mV)	CN (%)	RMS_m (mV)	PM_m (mV)	CN (%)
1	34,40	122,34	28,12	20,00	193,20	10,35	34,40	136,75	25,15
2	29,00	90,50	32,04	20,97	152,00	13,79	28,75	107,93	26,64
3	31,35	85,00	36,88	22,00	139,20	15,80	27,38	96,31	28,43
4	30,93	93,15	33,20	23,41	133,71	17,50	31,03	94,24	32,92
5	30,59	91,03	33,60	23,99	110,00	21,61	32,06	101,22	31,70

A razão obtida entre o sinal do RMS_m e sinal do PM_m é um parâmetro para estimar a porcentagem de trabalho (CN) dos músculos durante a pedalada. No nível 1- (2FA) a colaboração do BF dos 5 sujeitos, ficou entre 22,77% a 27,92%. No nível 2- (1FF) entre 23,72% a 29,51% e para o nível 3- (2FF) entre 25,15% e 32,92%, conforme mostrado nas Tabelas 4.8, 4.9 e 4.10. De acordo com Diefenthaeler et al (2008) o BF é muito ativado no II quadrante ($90^\circ - 180^\circ$) atuando como um flexor do joelho e, juntamente com o glúteo máximo, é responsável por aproximadamente 27% do trabalho muscular desta fase (LEFEVER-BUTTON, 2001). A partir de uma posição de flexão do quadril, quando o indivíduo se encontra sentado no selim da bicicleta, o desempenho do BF é otimizado (JORGE; HULL, 1986; HAMILL; KNUTZEN, 1999) para assegurar a propulsão da bicicleta aquática.

Para o músculo RF, no nível 1- (2FA) os valores indicativos do trabalho muscular, foram entre 10,53% a 17,40%, para o nível 2- (1FF) entre 11,10% a 17,70% e para o nível 3- (2FF) entre 10,35% a 21,61%. Dentre os três músculos analisados, o RF foi o que apresentou a menor ativação na fase de propulsão. Apesar de o RF ser solicitado praticamente durante todo o ciclo da pedalada, é considerado o músculo menos potente entre os que compõem o quadríceps, o mais potente é o VL seguido pelo VM (OKANO et al., 2005; JORGE; HULL, 1986). De acordo com a literatura

pesquisada, o RF é mais ativado na fase final de recuperação do ciclo da pedalada (ERICSON, 1986; DIEFENTHAELER, 2008; JORGE; HULL, 1986).

O músculo GAL apresentou os seguintes valores que correspondem a sua contribuição para a fase de propulsão da pedalada. No nível 1- (2FA) de 29,15% a 36,17%, no nível 2- (1FF) de 28,53 % a 33,41 % e, no nível 3- (2FF) de 28,12% e 36,88 %. De acordo com os resultados apresentados nas Tabelas 8, 9 e 10, o músculo que mais contribuiu para a fase de propulsão da pedalada foi o GAL, o que confirma os achados de Timmer (1991). Isto sugere que a atividade deste músculo possa ser um fator determinante para que ocorra a propulsão da bicicleta. As Figuras 33, 34 e 35 ilustram os valores obtidos para os RMS_m (mV) dos músculos GAL, RF e BF durante a fase de propulsão da pedalada dos 5 sujeitos participantes do experimento.

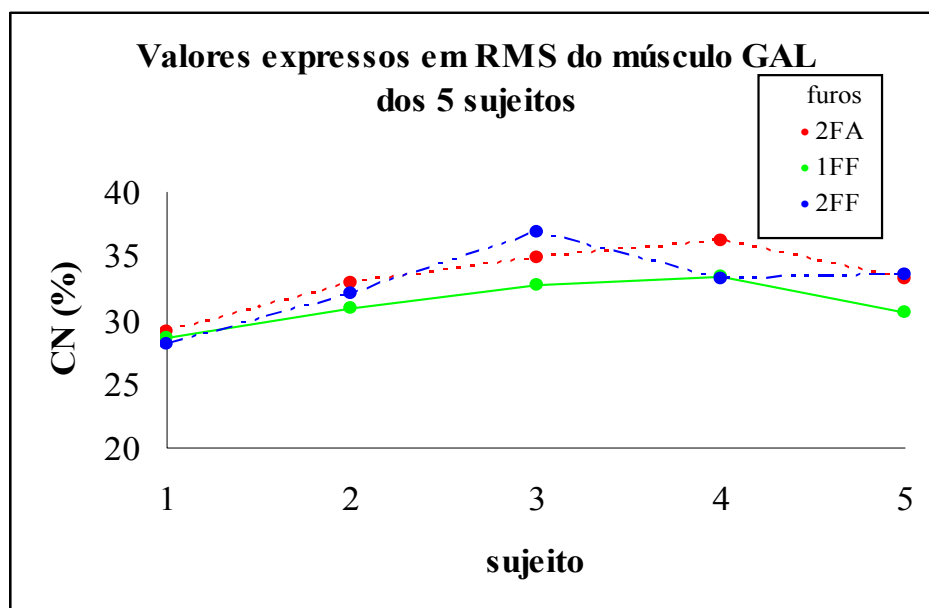


Figura 33- Valores médios RMS_m (mV) do músculo GAL (2FA, 1FF e 2FF) dos 5 sujeitos.

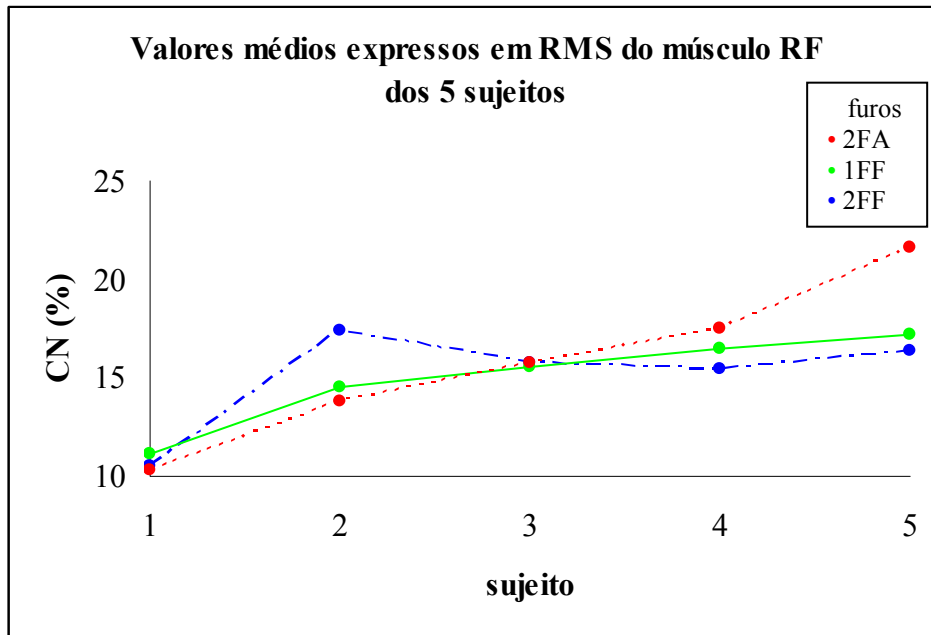


Figura 34- Valores médios RMS_m (mV) do músculo RF (2FA, 1FF e 2FF) dos 5 sujeitos.

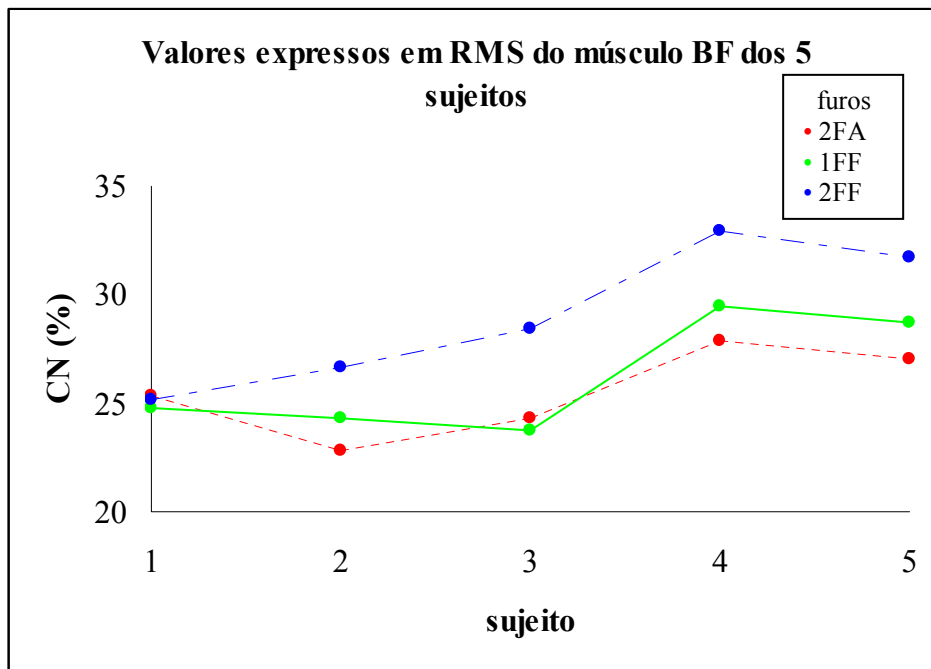


Figura 35- Valores médios RMS_m (mV) do músculo BF (2FA, 1FF e 2FF) dos 5 sujeitos.

4.3 Resultados Estatísticos

4.3.1 Teste de Friedman

Este teste foi aplicado para verificar o efeito dos níveis de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2FF) em relação à amplitude do sinal eletromiográfico. Pode-se observar pelo resultado do teste ($p = 0,007$) que existe uma relação de dependência entre o aumento do sinal RMS_m provocada pela abertura ou fechamento dos furos ($p < 0,01$).

4.3.2 Teste de Kruskal – Wallis

Foi utilizado o teste de Kruskal – Wallis para melhor especificar as alterações na amplitude do sinal EMG em relação à variação de resistência da água. Os resultados dos testes estatísticos dos músculos GAL, RF e BF em função dos níveis de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2FF) estão mostrados nas Tabelas 4.11, 4.12 e 4.13.

Tabela 12- Teste de Kruskal-Wallis do músculo GAL em RMS_m entre os três níveis de controle de fluxo de água ($p < 0,01$).

furos	n	mediana	nº. de ordem	valor crítico(z)
2FA	5	23,47	5,0	- 1,84
1FF	5	23,76	6,0	- 1,22
2FF	5	30,93	13,00	3,06
média 15			8,0	

$p = 0,009$

diferença significativa entre os três furos ($p < 0,01$)

Para o músculo GAL, foi possível observar um aumento significativo do sinal expresso em RMS_m em relação a mudança dos níveis de controle de fluxo de água – 2FA ($17,00 \text{ mV} \pm 2,44$) 1FF ($19,50 \text{ mV} \pm 1,80$) e 2FF ($34,40 \text{ mV} \pm 8,24 \text{ mV}$).

Tabela 13- Teste de Kruskal-Wallis para o músculo RF em RMS_m entre os três níveis de controle de fluxo de água ($p < 0,01$).

furos	n	mediana	n° de ordem	Valor crítico(z)
2FA	5	16,36	3,8	- 2,57
1FF	5	18,97	7,5	- 0,31
2FF	5	22,00	12,7	2,88
média 15			8,0	

$p = 0,007$

diferença significativa entre os três furos ($p < 0,01$)

Para o músculo RF também foi observado aumento significativo em relação aos níveis - 2FA ($14,40 \text{ mV} \pm 5,08$) 1FF ($17,70 \text{ mV} \pm 3,36$) e 2FF ($20,00 \text{ mV} \pm 15,25$).

Tabela 14- Teste de Kruskal-Wallis para o músculo BF em RMS_m entre os três níveis de controle de fluxo de água ($p < 0,01$).

furos	n	mediana	n°. de ordem	Valor crítico(z)
2FA	5	25,43	4,2	- 2,33
1FF	5	27,74	8,0	*- 0,00
2FF	5	31,03	11,8	2,33
média 15			8,0	

$p = 0,027$

* diferença não significativa para 1FF e diferença significativa para 2FA e 2FF para $p < 0,05$.

Para o músculo BF, o sinal expresso em RMS_m não demonstrou a mesma tendência dos músculos GAL e RF, pois, o nível 1FF ($30,00 \text{ mV} \pm 12,58$) apresentou valor maior que do nível 2FA. Por outro lado, esse músculo também foi exceção, pois apresentou $p < 0,05$ para 2FA ($25,80 \pm 18,57$) e 2FF ($34,40 \pm 20,46$).

Vários estudos evidenciaram que tanto no ciclismo padrão (BAUM, B.S.; LI L. 2003; ERICSON et al, 1985; SANDERSON et al, 2005) quanto no aquático (Martins et al, 2007; Szmuchrowski et al, 2004; CARVALHO, 2008) a velocidade e/ou a

alteração da carga podem alterar a ativação muscular. Os resultados do presente estudo, também evidenciaram que a variação da carga no cicloergômetro aquático alterou a ativação muscular para uma velocidade constante (50 rpm), com exceção para a condição de 1FF no músculo BF que não foi estatisticamente significativa.

Martins et al (2010) também realizaram um estudo para verificar o comportamento do sinal eletromiográfico em relação ao dispositivo de controle de fluxo de água da bicicleta aquática Hidrocycle. Para o músculo RF eles obtiveram os seguintes resultados: nível 1(14,64 ± 1,28), nível 2 (19,11 ± 3,98) e nível 3 (22,98 ± 6,02). Os resultados apresentados por eles para o músculo RF corroboram com os obtidos por este estudo. Já para o músculo BF, os resultados obtidos por eles foram respectivamente, nível 1(19,86 ± 5,55), nível 2 (23,99 ± 6,99) e nível 3 (33,16 ± 12,03). Concluíram que, existiram diferenças estatisticamente significativas em relação ao aumento do sinal EMG em função da mudança de níveis e, entre os níveis 1 e 3 diferença para $p < 0,05$. Os resultados apresentados por ambas as pesquisas para o BF apontaram diferenças estatisticamente significativas entre os níveis 1 e 3, inclusive para $p < 0,05$. Porém, para o nível 2 os resultados foram divergentes. Enquanto para Martins et al (2010) existiu diferença estatisticamente significativa, o mesmo não foi constatado por esta pesquisa. Estas divergências para o nível 2 (1FF) talvez possam ter ocorrido em função do padrão de atividade elétrica ser dependente de algumas variáveis como a cadência, os dispositivos de fixação do pé ao pedal, e o posicionamento do pé relativo ao eixo do pedal (ERICSON et al 1985; JORGE e HULL, 1986). Ou seja, qualquer modificação em uma dessas variáveis pode refletir na resposta do sinal EMG.

Szmuchrowski et al. (2004) compararam a atividade eletromiográfica dos músculos GA, VL, BF e paravertebral (L 3) em cicloergômetro padrão e aquático em 50 e 65 rpm. Para o músculo GA os valores obtidos dos sinais EMGS no cicloergômetro aquático para 50 rpm e 65 rpm foram, 29,00 mV e 30,00 mV, respectivamente. Para o músculo BF para 50 rpm e 65 rpm foram, 44,00 mV e 52,00 mV. Para o VL e paravertebral nas mesmas condições 65,00 mV e 82,00 mV e 10 mV e 11 mV , respectivamente. Na pesquisa desenvolvida por Szmuchrowski et al (2004) foi utilizado o cicloergômetro Water Bike e nesta o cicloergômetro Hidrocycle. Para

efeito de comparação dos resultados, apenas os sinais EMG obtidos para os músculos GAL e BF no nível 1 (2FA) da Hidrocycle foram selecionados. Isto porque, para que as condições da pedalada na água fossem semelhantes à única resistência aplicada ao movimento teria que ser somente da própria água.

Quando comparados os valores do sinal EMG tanto para o GAL quanto para o BF, pode-se observar que para uma mesma frequência (50 rpm) os sinais EMG obtidos por Szmuchrowski et al (2004) superaram em milivolts os obtidos por essa pesquisa.

As ações musculares apresentadas pelo BF e GA são bastante complexas. Por serem músculos biarticulares suas ações primárias são dependentes do tamanho do braço de momento (HAMILL; KNUTZEN, 1999). No caso da Water Bike, o indivíduo pode pedalar da mesma maneira que o faz em um cicloergômetro convencional, mas, por não possuir selim as alterações no braço de momento devido ao posicionamento do corpo podem provocar uma maior ou menor ativação muscular. No caso do BF, que é tanto um extensor do quadril como flexor do joelho, o posicionamento assumido pelo corpo vai priorizar uma ou outra função. Como flexores do joelho, o desempenho do BF é otimizado quando o quadril está em flexão (posição sentada). Por outro lado, quando o corpo assume uma posição ereta (em pé) o BF age primariamente como um extensor do quadril. O GA é tanto flexor do joelho como flexor plantar, portanto, sua maior eficiência para uma ou outra função está também relacionada ao posicionamento do corpo. Assim, o GA é mais eficiente como flexor plantar quando o joelho está em extensão (posição em pé) por outro lado, menos efetivo quando o joelho está flexionado.

Pela explicação exposta a respeito do comportamento dos músculos GA e BF frente à posição assumida pelo corpo é de se esperar que o sinal EMG sofra algumas alterações provocadas pelas variações do braço de momento. Entretanto, os valores obtidos para o sinal EMG no estudo de Szmuchrowski et al. (2004) em relação aos obtidos por esta pesquisa não podem ser comparados, uma vez que, fatores como a sensibilidade do eletrodo e a precisão do condicionador interferem nos resultados. Outro ponto diz respeito à altura da coluna de água que foram diferentes entre ambas as pesquisas. Para esta, água na altura da cicatriz umbilical, enquanto para a outra, na altura do osso esterno. Quanto maior o volume de água a ser deslocado maior será a

resistência exercida pela água ao movimento o que reflete diretamente na ativação muscular.

4.3 Apresentação das correlações obtidas entre a FN_m e os valores expressos em RMS_m para os músculos GAL nos três níveis de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2FF) para os 5 sujeitos participantes do estudo.

4.3.1 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo GAL do sujeito 1.

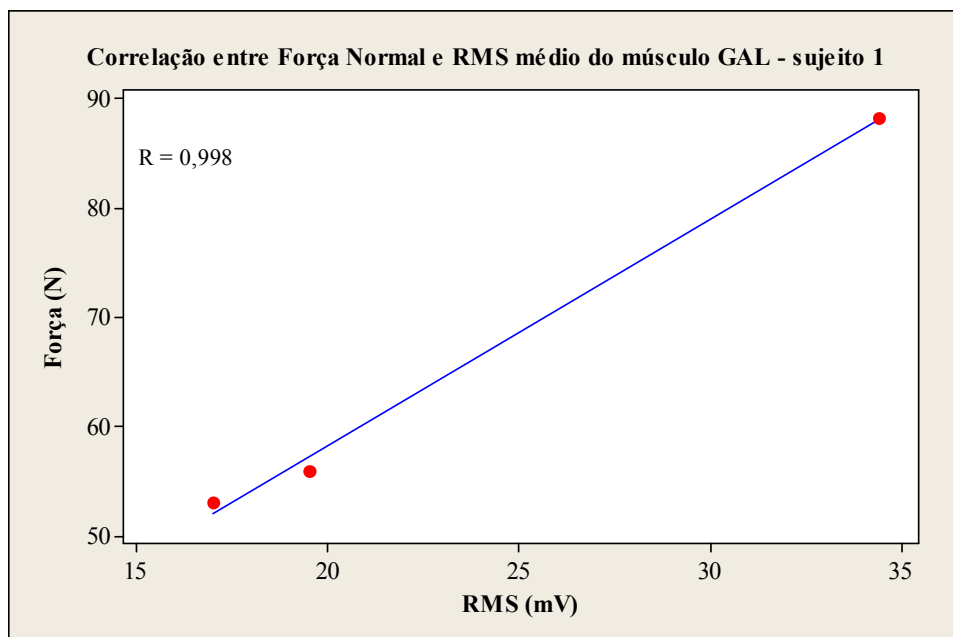


Figura 36 - Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo GAL do sujeito 1 ($p < 0,01$).

4.3.2 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo GAL do sujeito 2.

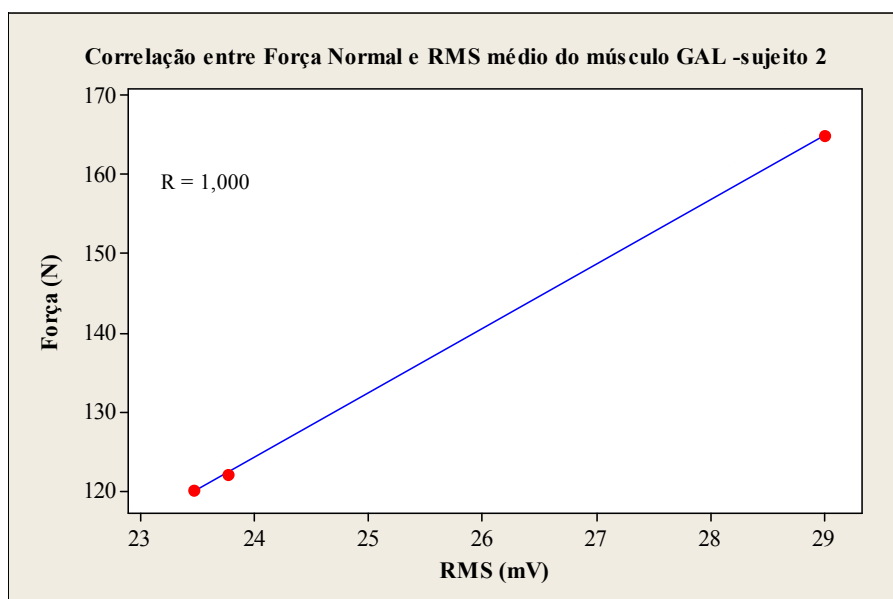


Figura 37 - Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo GAL do sujeito 2 ($p < 0,01$).

4.3.3 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo GAL do sujeito3.

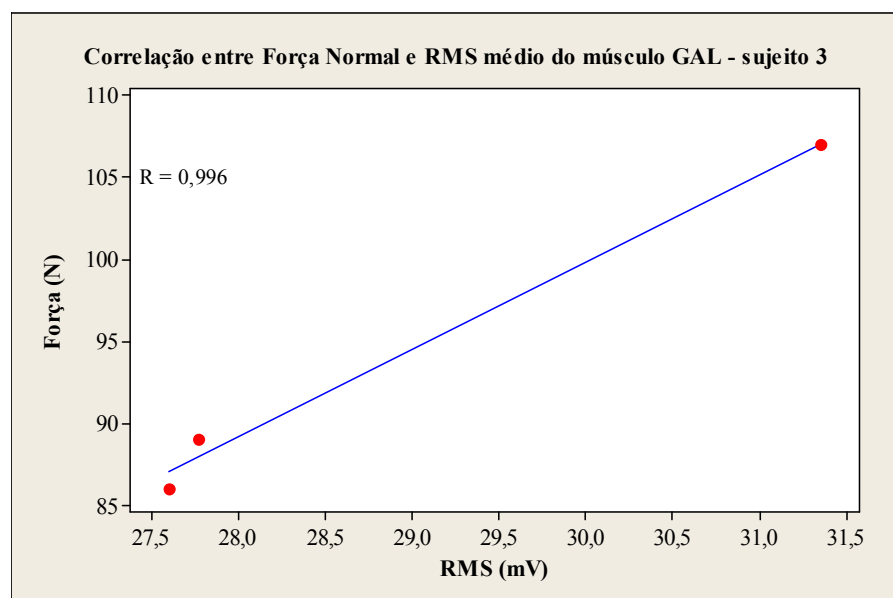


Figura 38 - Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo GAL do sujeito3 ($p < 0,01$).

4.3.4 Correlação obtida entre FM_m e RMS_m para o músculo GAL do sujeito 4.

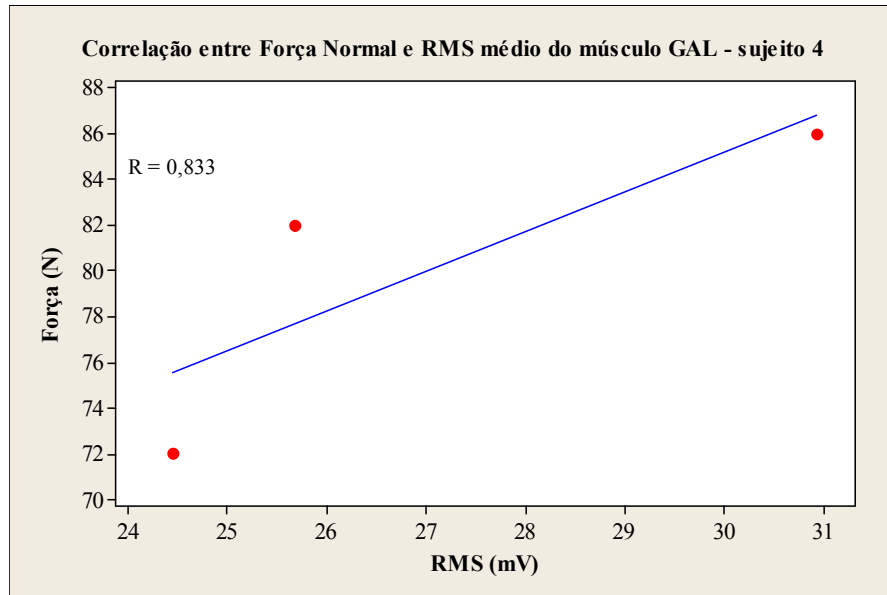


Figura 39- Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo GAL do sujeito 4 ($p < 0,01$).

4.3.5 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo GAL do sujeito 5.

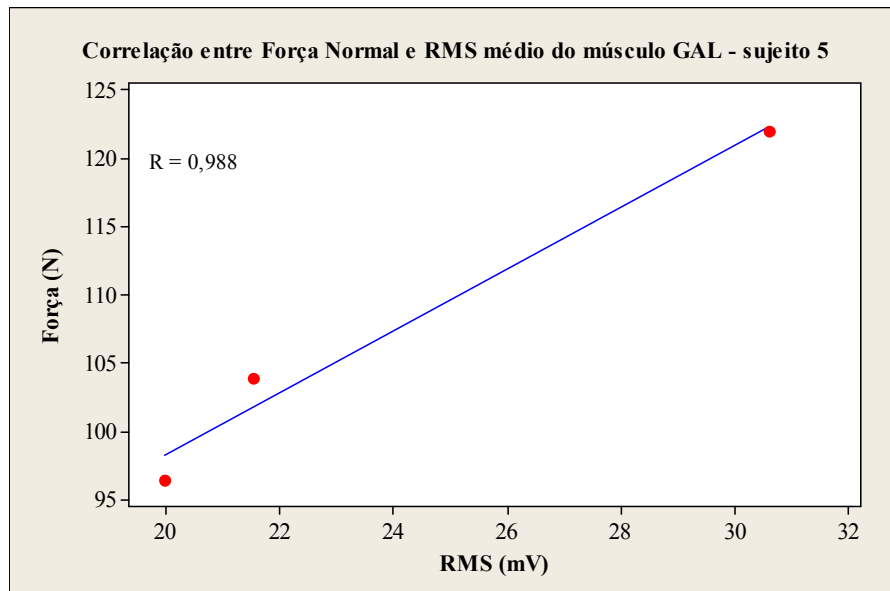


Figura 40- Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo GAL do sujeito 5 ($p < 0,01$).

4.4 Apresentação das correlações obtidas entre a FN_m e os valores expressos em RMS_m para o músculo RF nos três níveis de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2FF) para os 5 sujeitos participantes do estudo.

4.4.1 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo RF do sujeito 1.

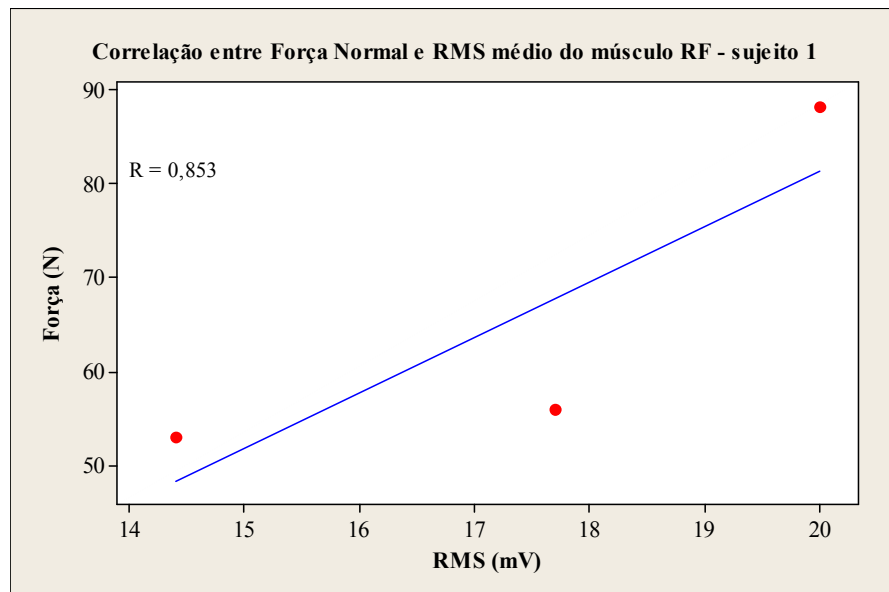


Figura 41- Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo RF do sujeito 1 ($p < 0,01$).

4.4.2 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo RF do sujeito 2.

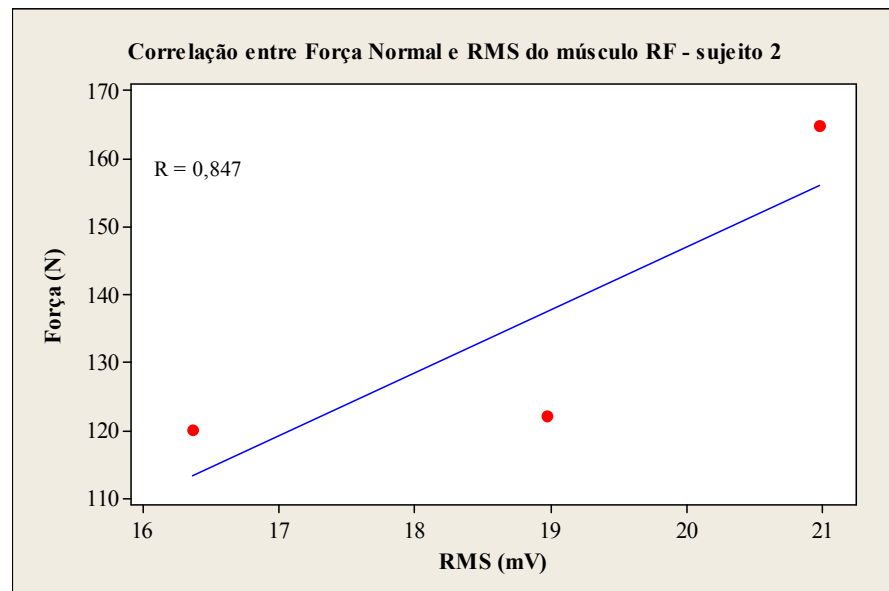


Figura 42- Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo RF do sujeito 2 ($p < 0,01$).

4.4.3 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo RF do sujeito 3.

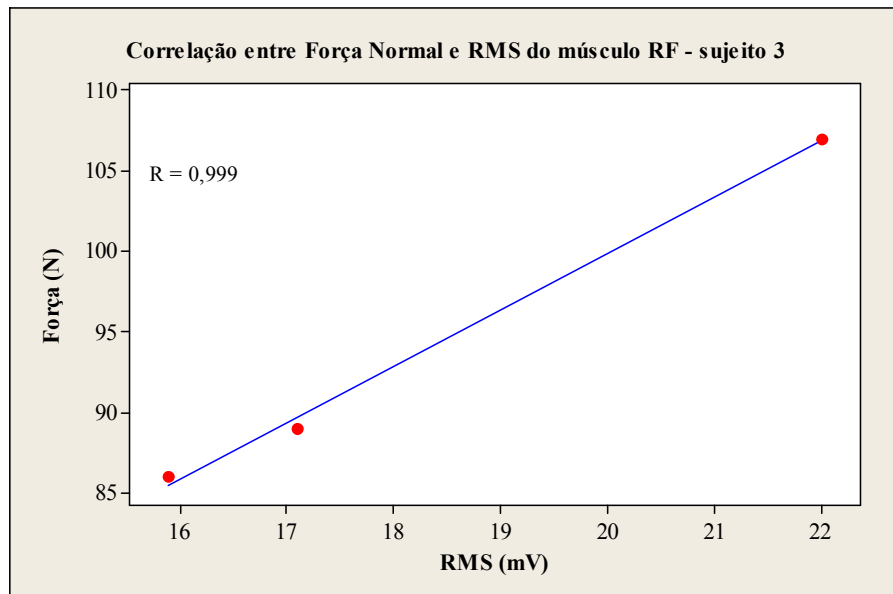


Figura 43 –Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo RF do sujeito 3 ($p < 0,01$).

4.4.4 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo RF do sujeito 4.

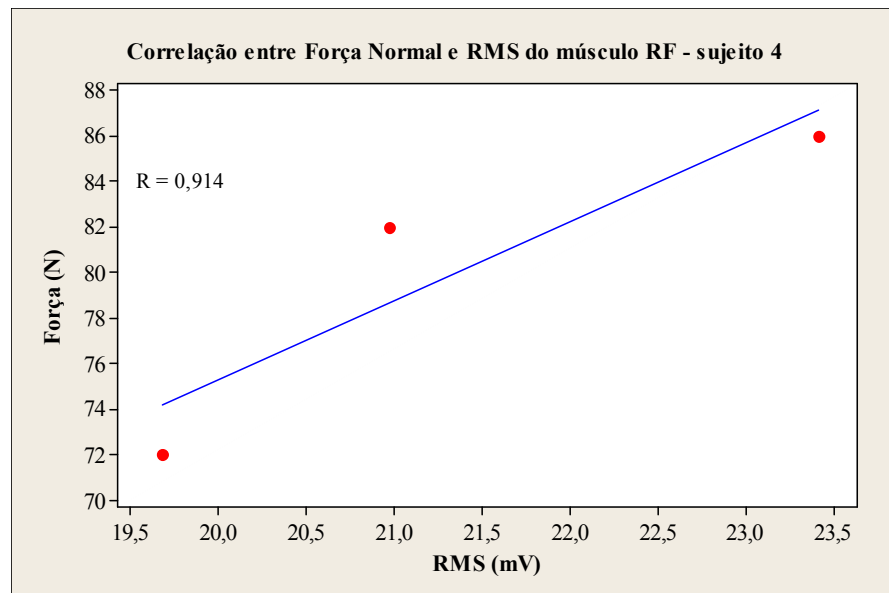


Figura 44- Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo RF do sujeito 4 ($p < 0,01$).

4.4.5 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo RF do sujeito 5.

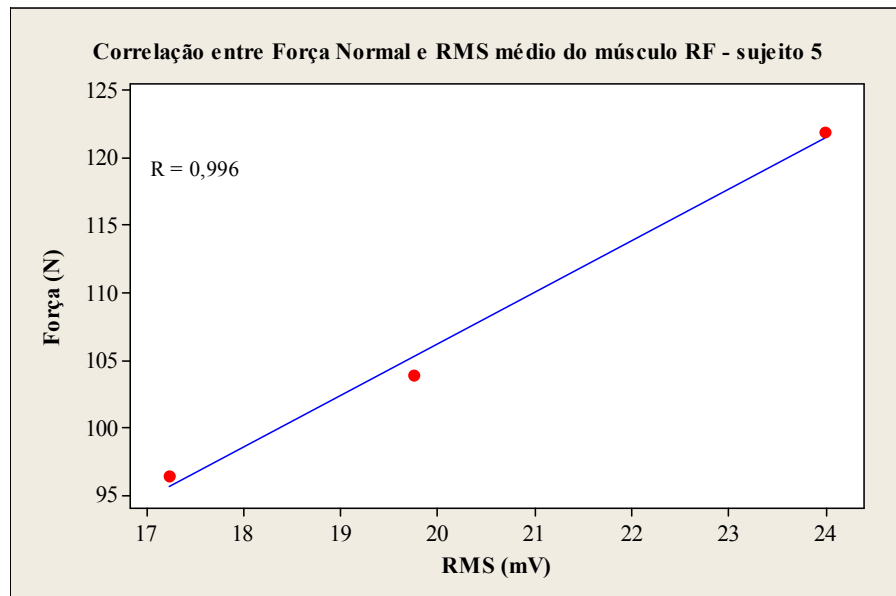


Figura 45- Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo RF do sujeito 5 ($p < 0,01$).

4.5 Apresentação das correlações obtidas entre a FN_m e os valores expressos em RMS_m para os músculos RF nos três níveis de controle de fluxo de água (2FA, 1FF e 2FF) para os 5 sujeitos participantes do estudo.

4.5.1 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo BF do sujeito 1.

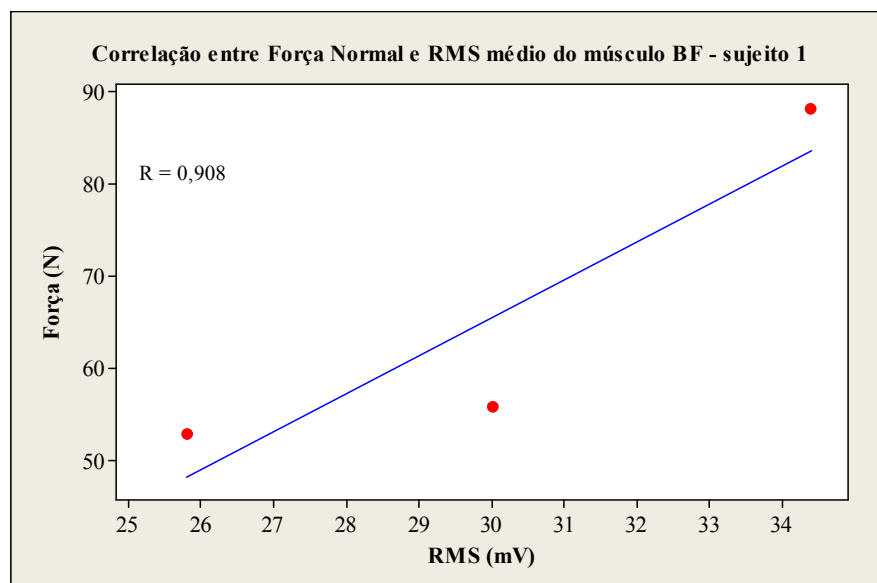


Figura 46- Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo BF do sujeito 1 ($p < 0,01$).

4.5.2 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo BF do sujeito 2.

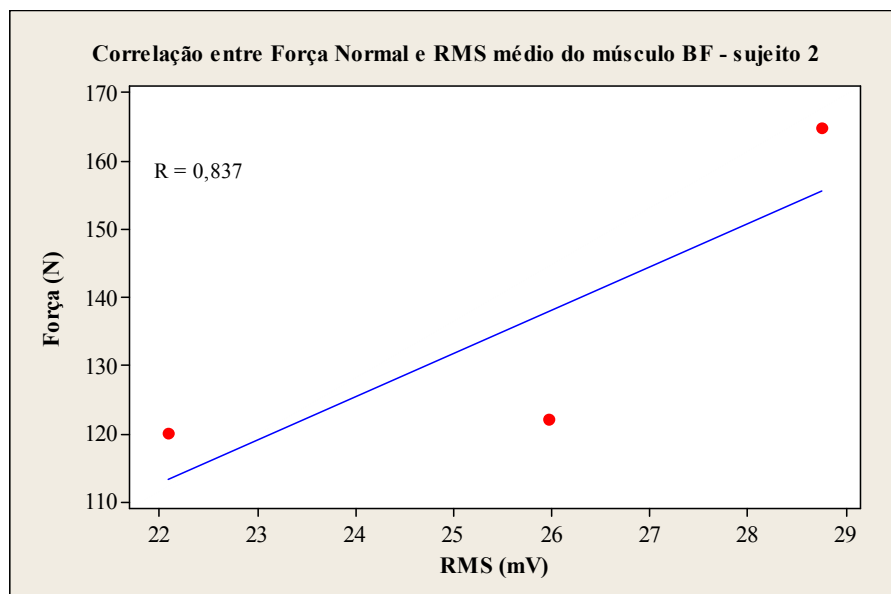


Figura 47- Correlação entre o aumento da Força Normal e ativação do músculo BF do sujeito 2 ($p < 0,01$).

4.5.3 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo BF do sujeito 3.

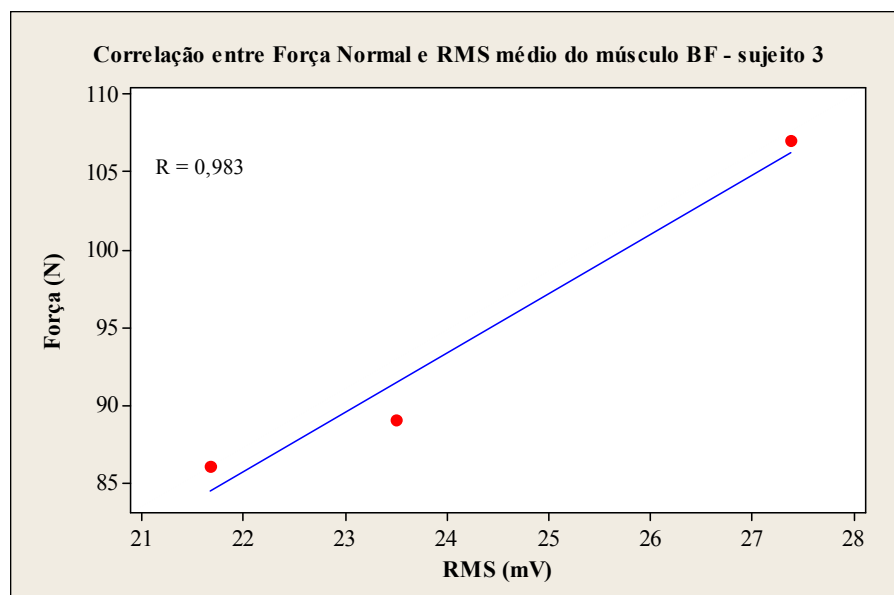


Figura 48- Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo BF do sujeito 3 ($p < 0,01$).

4.5.4 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo BF do sujeito 4.

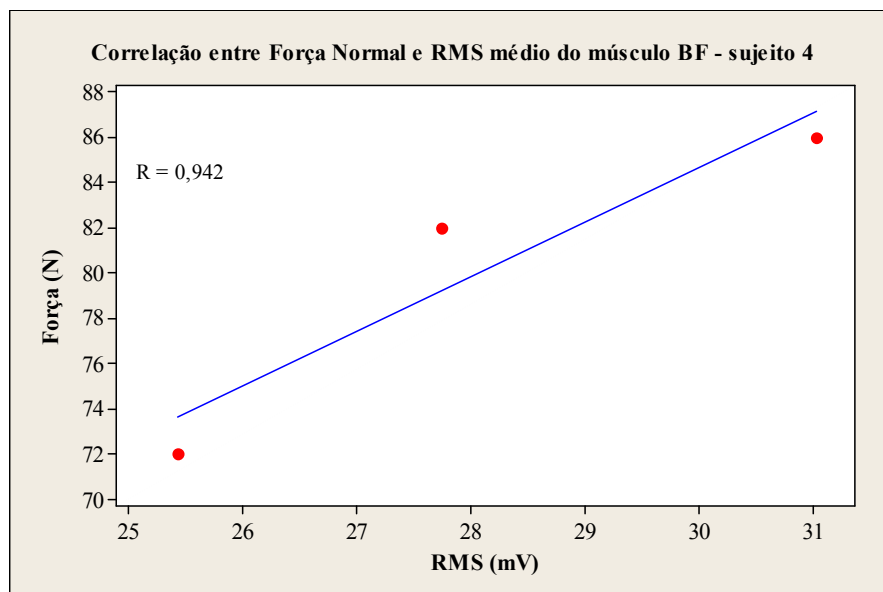


Figura 49- Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo BF do sujeito 4 ($p < 0,01$).

4.5.5 Correlação obtida entre FN_m e RMS_m para o músculo BF do sujeito 5.

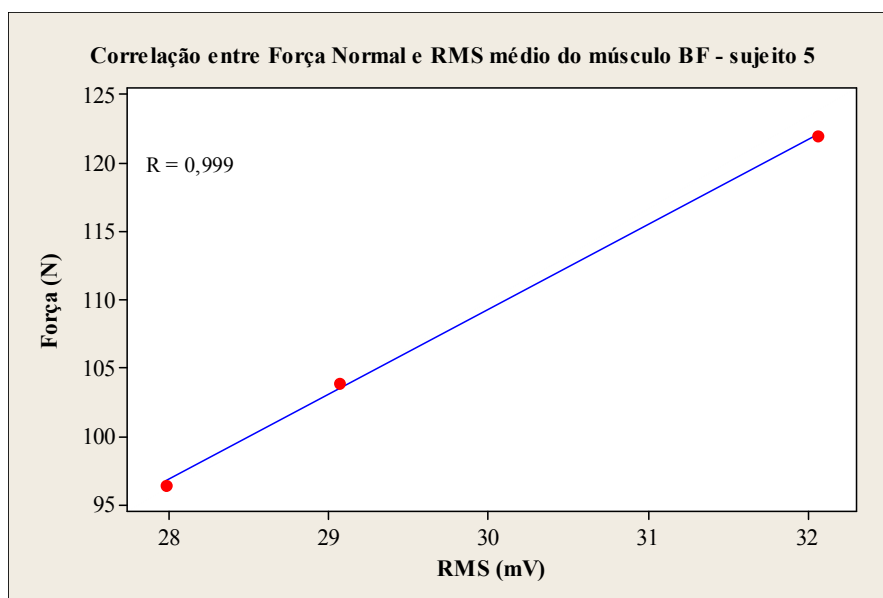


Figura 50 - Correlação entre o aumento da FN_m e ativação do músculo BF do sujeito 5 ($p < 0,01$).

Um dos objetivos deste estudo foi investigar a correlação entre a força aplicada sobre o pedal do cicloergômetro aquático e alterações da amplitude do sinal EMG. Até

o presente momento, a EMGS tem sido usada para estimar qualitativamente a força exercida por um músculo, porém, esta técnica não se relaciona à força exercida no pedal, o que dificulta avaliar o desempenho do ciclista (LOSS et al, 1998; DE LUCA, 1997).

Os resultados obtidos por esta pesquisa sugerem correlação estatisticamente significativa entre a Força Normal média (FN_m) e o sinal EMG (RMS_m) para o músculo GAL para 4 dos 5 dos sujeitos da amostra ($p < 0,01$). Conforme ilustram as Figuras 33, 34, 4.12 e 4.14, o aumento gradativo da resistência (2FA, 1FF e 2FF) resulta tanto no aumento da Força Normal média quanto na intensidade dos valores RMS_m . O músculo GAL possui aproximadamente 580 unidades motoras (GUYTON, 2002) e de acordo com Gonçalves (2006); Correia et al. (1993) e Praagman et al. (2003) quanto mais unidades motoras são recrutadas, maior é a força muscular exercida durante um exercício contra resistência, revelada pelo sinal EMG, o que vem a ser concordante com os resultados apresentados por este estudo.

Para o músculo RF, a correlação entre ambos os sinais, foi estatisticamente significativas para 3 dos 5 sujeitos analisados ($p < 0,01$). De acordo com a revisão de literatura, o RF é o músculo, entre os que formam o quadríceps, considerado o menos potente durante a pedalada. Nas Tabelas 8, 9 e 10 estão expressos os valores em porcentagem que representam a participação de cada músculo durante a fase de propulsão da pedalada. Pela análise destas Tabelas pode-se verificar que, de fato, o músculo RF parece ser o menos atuante.

O músculo BF, apresentou correlação significativa para 4 dos 5 sujeitos do estudo, sendo que, para 3 sujeitos para $p < 0,05$. O trabalho mais efetivo dos isquiotibiais como flexores do joelho é a partir de uma posição de flexão do quadril que possibilita tanto o aumento do comprimento quanto a tensão do grupo muscular.

A hipótese de que a amplitude do sinal EMG tende a aumentar com o aumento da força aplicada sobre o pedal da bicicleta aquática não pode ser descartada. Os resultados da análise estatística suportam essa hipótese, uma vez que, com o aumento da força, ocorreu um sistemático aumento na amplitude do sinal EMG (valor RMS_m) dos três músculos analisados.

CONCLUSÕES

O pedal com o eixo instrumentado se mostrou eficiente para mensurar a Força Normal média nele aplicada durante o ciclo da pedalada em cicloergômetro aquático. Os sinais da Força Normal média advindo do pedal, sincronizados com os sinais da eletromiografia, permitiram verificar a correlação entre a Força Normal média aplicada sobre o pedal e aumento na amplitude do sinal EMG (RMS_m).

Os resultados deste estudo sugerem diferença estatisticamente significativa para os três músculos analisados, indicando que, existe uma tendência ao aumento da amplitude do sinal EMG à medida que aumenta a intensidade da força aplicada sobre o pedal.

A análise da magnitude do sinal EMG (RMS_m) nos três níveis de controle de fluxo de água mostrou diferença significativa entre os furos. Dentre as especulações pertinentes a este estudo, pode-se confirmar que a abertura ou fechamento dos furos presentes nas calhas da bicicleta Hydrocycle é eficiente para o controle da intensidade do exercício.

A análise da porcentagem de trabalho obtida através da razão entre o sinal RMS_m e o PM_m demonstrou a colaboração de cada um dos três músculos na fase de propulsão da pedalada. Dos músculos analisados (GAL, RF e BF) o maior resultado em termos de trabalho muscular (%) foi para o músculo GAL. Isto sugere, que na fase de propulsão da pedalada, em relação aos outros dois músculos analisados por este estudo, o GAL foi o mais exigido para garantir a impulsão da bicicleta. Seguindo a mesma linha de raciocínio, o músculo RF foi o que menos contribuiu para o movimento de impulsão. Quanto ao músculo BF a sua contribuição para esta fase da pedalada foi bem próxima da apresentada pelo GAL.

Algumas limitações deste estudo podem ser apontadas. A primeira refere-se à frequência de pedalada estipulada em 50 rpm, o que não permitiu comparações do comportamento das variáveis com outras frequências. Outra limitação deste estudo é que apenas um pedal foi instrumentado, impossibilitando a avaliação da aplicação da força pelos dois membros inferiores. Porém, cabe ressaltar, que este estudo foi pioneiro na tentativa de instrumentar o eixo do pedal de um cicloergômetro aquático

confrontando-se com todas as dificuldades inerentes a instrumentação em ambiente aquático.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBERTON, C.L. Respostas cardiorrespiratórias e neuromusculares da corrida estacionária em diferentes cadências nos meio aquático e terrestre. **Dissertação de Mestrado**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2007.

ALMELING,M.;SCHEGA,L.;WITTEN,F.;LIRK,P.;WULF,K.Validity of cycle test in air compared to underwater cycling. **Undersea and Hyperbaric Medical**, v.33, n.1, p.45-53, 2006.

ÁLVAREZ, G.; VINYOLAS, J.A new bicycle pedal design for on-road measurements of cycling forces. **Journal of Applied Biomechanics**, v.12, n.1, p.130-142, 1996.

AMADIO, C. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva, 2005.

BARELA, A.M.F. Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambiente aquático e terrestre. **Tese de Doutorado**. Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 2005.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J.Muscles alive: their functions revealed by electromyography. 5ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

BASMAJIAN, J.V.Electrofisiologia de la accion muscular. Buenos Aires Argentina: Editorial Médica Panamericana S.A., 1976.

BAUM, B.S.; LI, L.Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.13, p.181-190, 2003.

BLACK, G.L. Estudo comparativo entre respostas eletromiográficas realizadas com exercícios de velocidade e resistência variável no meio líquido. **Dissertação de Mestrado**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2005.

BONTEMPO, H.A. MACEDO, W.B. CARMO, J. NASCIMENTO, F.A.O. Projeto de pedal para aquisição de sinais de força em ciclistas. **VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Anais... p: 37-42. Campinas-SP, 1997.

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

CANDOTTI, C.T. Características biomecânicas e fisiológicas da técnica de pedalada de ciclistas e triatletas. **Tese de Doutorado**. Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física. Rio Grande do Sul, 2003.

CARMO, J.C. NASCIMENTO, F.A.O. COSTA, J.C.C. ROCHA, A.F. Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas nos pedais por ciclistas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.2, n.3, p.31-37, 2002.

CARPES, F. P. BINI, R. R. NABINGER, E.; DIEFENTHAELER, F.; MOTA, C.B.; GUIMARÃES, A. C. S. Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40 km contra-relógio simulada: estudo preliminar. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**. São Paulo, v.19, n. 2, p.105-113, abr./ jun.2005.

CARPES, F.P. Desenvolvimento de um sistema de pedais dinamométrico para avaliação biomecânica no ciclismo. **Dissertação de Mestrado**. Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção. Universidade Federal de Santa Maria (UFSM; RS), 2006.

CARVALHO, R.G.S. Análise da atividade muscular e consumo de oxigênio no ciclismo dentro e fora da água. **Dissertação de Mestrado**. Universidade Federal de Minas Gerais, 2008.

CLARYS, J.P. Hydrodynamics and electromyography: ergonomics aspects in aquatics. **Applied Ergonomics**, v.16, n.1, p.11-24, 1995.

DAVIS, R.R.; HULL, M.L. Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. **Journal of Biomechanics**, v.14 857-872, 1981.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, n.2, p.135-163, 1997.

DELSYS. Neuromuscular Research Center. Boston University. Disponível em: <<http://www.delsys.com/library/papers>>. Acesso em: 28 julho 2009.

DIEFENTHAELER, F. BINI, R.R. KAROLCZAK, A.P.B.; CARPES, F.P. Ativação muscular durante a pedalada em diferentes posições do selim. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 10, n. 2 p. 161-169, 2008b.

DIEFENTHAELER, F.; BINI; NABINGER, E. LAITANO, O. CARPES, F.P. MOTA, C.B. GUIMARÃES, A.C.S. Proposta metodológica para avaliação da técnica da pedalada de ciclistas: Estudo de caso. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.14, n.2, 2008.

ENOKA, R.M. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo: Manole, 2000.

ERICSON, M.O.; NISSEL, R.; ARBORELIUS, U.P.; EKHOLM, J. Muscular activity during ergometer cycling. **Scand J Rehabil Med**, v.17, n. 2, p. 53-61, 1985.

ERICSON, M.O.; NISSEL, R. Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. **Journal Sports Med**, v.9, p.118-122, 1988.

FIGUEIREDO, P.A.P. Análise eletromiográfica de exercícios abdominais realizados por mulheres no meio líquido. **Dissertação de Mestrado**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2004.

GREGOR, R.; CONCONI, F. Road cycling. Oxford, London: Blackwell Science, 2000.

GREGOR, R.J.; BROKER, J.P., RYAN, M.M. The Biomechanics of Cycling. **Exercise Sports Science Reviews**, v.19, p. 127-69, 1991.

GREGOR, R.J. Biomechanics of cycling. In: GERRET, W.E.; KIRKENDAL, D.T. **Exercise and Sport Science**, Philadelphia-EUA: Lippincott Williams & Wilkins, 2000.

GRIMES, D.C. & KRASEVEC, J.A. (s.d.). Hidroginástica. Hemus Editora Ltda. São Paulo.

GURGEL, J. PORTO, F. CASTRO, L. RUSSOMANO, T. BECK, J. SCHROEDER, J. DISIUTA, L. CAMBRAJA, R. PICCOLI, L. Construção e instrumentação de um pedal sensor de forças e momentos. In: **Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Anais... João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005. 1 CD-ROM.

HALL, S. Biomecânica Básica. 4 ed. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 2005.

HAMILL, J. & KNUTZEN, K.M. Bases Biomecânicas do Movimento Humano. Manole: São Paulo, 1999.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, p. 361-374, 2000.

HUG, F.; DOREL, S. Electromyographic analysis of pedaling: A review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2007.

HULL, M.L.; DAVIS, R.R. Measurement of pedal loading in bicycling: I. Instrumentation. **Journal of Biomechanics**, v.14, n.12, p.843-856, 1981.

International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK).

JORGE, M., HULL, M.L. Analysis of EMG measurements during bicycle pedaling. **Journal of Biomechanics**, v.19, n. 9, p.683-694, 1986.

KANEDA, K.; WAKABAYASHI, H.; SATO, D.; NOMURA, T. Lower extremity muscle activity during different types and speeds of underwater movement. **Journal of Physiology and Anthropology**, v.26, n.2, p.197-200, 2007.

KELLMANN, M.; KALLUS, K.W. Recovery-stress questionnaire for athletes – User Manual. Champaign, IL: Human Kinetics, 2001.

KRUEL, F.L.M. Alterações fisiológicas e biomecânicas em indivíduos praticando exercício de hidroginástica dentro e fora d'água. **Tese de Doutorado**. Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2000.

LEFEVER-BUTTON, S. Cycling. In: Shamus, E, Shamus. J. Sports Injury – Prevention & Rehabilitation. McGraw-Hill, p. 459-483, 2001.

LOSS, J.; ZARO, M. GODOLPHIM, B.H. GODOLPHIM, B. MICHEL, C. Sugestão de método para correlacionar força muscular e eletromiografia. **Revista Movimento**, ano IV. n.8, 1998.

MARCHETTI, P.H. & DUARTE, M. Instrumentação em Eletromiografia. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, p.3-29, 2006.

MARQUES, M. & PEREIRA, N. Hidroginástica: exercícios comentados: Cinesiologia aplicada à hidroginástica. Rio de Janeiro: N. Pereira, 1999.

MARTINS, J.A.N. Bicicleta Aquática. Depósito de pedido modelo de utilidade, MU8501102-9. INPI, 2005.

MARTINS, J.A.N. CARVALHO, R.G.S. SZMUCHROWSKI, L.A. AMORIM, C.F. Resposta eletromiográfica a três níveis de carga em cicloergômetro aquático. Disponível em: <http://www.hidrocycle.com.br>. Acesso em: 10 março 2010.

MASUMOTO, K.; TAKASUGI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWAMOTO, Y. Electromyographic analysis of walking in water in healthy humans. **Journal of Physiological Anthropology Appl Human Science**, v.23, n.4, p.119-127, 2004.

MORAIS, A.C.; BANKOFF, A.D.P.; OKANO, A.H.; SIMOÊS, E.C.; RODRIGUES, C.E.B. Análise eletromiográfica do músculo reto femoral durante a execução de movimentos do joelho na mesa extensora, **Revista Bras. Ci. E Mov**, v.11, n.2, p.19-23, 2003.

MORRAMEL, O.; PERRY, J.; HISLOP, H. Relationship between wire EMG, activity muscle length and torque of the hamstrings. **Clinical Biomechanics**, Amsterdam, v.17, n.8, p.569-576, 2002.

MÜLLER, E.S.M.; BLACK, G.L.; FIGUEIREDO, P.P.; KRUEL, L.F.M.; HANISCH, C.; APPELL, H.J. Comparação eletromiográfica do exercício abdominal dentro e fora da água. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.5, n.3, p.255-265, 2005.

NABINGER, E. Análise dinamométrica tridimensional da pedalada de ciclista. **Tese de Doutorado**. Rio Grande do Sul, 2006.

NABINGER, E.; DIEFENTHAELER, F.; MOTA, C.B., GUIMARÃES, A.C.S. Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40 km contra-relógio simulada: estudo preliminar. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 19, n.2, p.105-113, 2005.

NABINGER, E.; ITURRIOZ, I. Plataforma de força triaxial a ser utilizada em um pedal de bicicleta. **XI Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Anais... João Pessoa - Paraíba, Brasil, 2005.

NASCIMENTO, F.A.O. CARMO, J.C.; J.C.do; ROCHA, A.F. COSTA, J.C. Instrumentação baseada em computador para a mensuração de sinais biomecânicos de força na atividade do ciclismo. Sociedade Brasileira de Metrologia, p.1-5, set. 2003, Recife.

NETO, C.D.; SCHMIDT, G.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F.; ZARO, M.A.; CERVIERI, A.; C.S. GUIMARÃES, A.C.S. Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo. **Revista Brasileira de Biomecânica**. Ano 2, n.3 Nov. 2001.

OCARINO, J.M.; SILVA, P.L.P.; VAZ, D.V.; AQUINO, C.F.; BRÍCIO, R.S.; FONSECA, S.T. Eletromiografia: Interpretação e Aplicação na Ciência da Reabilitação. **Fisioterapia Brasil**, v.6, n.4, p.305-310, 2005.

OKANO, A.H. MORAES, A.C.de;BANKOFF,A.D.P.;CYRINO,E.S.Respostas eletromiográficas dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral durante esforço intermitente anaeróbio em ciclistas. **Motriz, Rio Claro**, v. 11, n.1, p.11-24, 2005.

POYHONEN, T.; KESKINEN, K.L.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J.; MALKJA, E. Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. **European Journal of Applied Physiology**, v.80, p.52-56, 1999.

POYHONEN, T.; KYROLAJNEN, H.; KESKINEN, K.L.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J.; MALKJA, E.Electromyographic and Kinematics analysis of therapeutic knee exercises water. **Clinical Biomechanics**, v.16, n.6, p.496-504, 2001.

RAINOLDI, A; CESCO, C.; BOTTIN, A.; CASALE, R.; CARUSO, I.Surface EMG alterations induced by underwater recording. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.14, n.3, p.325-331, 2004.

RAINOLDI, A; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I.A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. **Journal of Neuroscience Methods**, v.134, p.37-43, 2003.

REISER, R.F.; PETERSON, M.L.; BROKER, J.P.Instrumented bicycle pedals for dynamic measurement of propulsive cycling loads. **Sports Engineering**. v.6, p.41-48, 2003.

ROBERTSON,D.G.E.;CALDWELL,G.E.;HAMILL,J.;KAMEN,G.;WHITTLESEY,S. N. **Research methods in biomechanics**. United States: Human Kinetics, 2004.

RUOTI, R.G. MORRI D.M. COLE A.J. Reabilitação Aquática. São Paulo: Manole, 2000.

SANDERSON, D.J.; MAETIN, P.E.; HONEYMAN, G.; KEEFER, J.Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedaling cadence. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. V.16, p.642-649, 2005.

SANNER, W.H.; O'HALLORAN, W.D. Biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. **J Am Poliatr Med Assoc.** v.90, n. 7, p. 354-376, 2000.

SCHROEDER, I.C. Biomecânica do ciclismo. **Trabalho de conclusão de curso.** Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2005.

SHELDAHL, L.M.; WANN, L.S.; CLIFFORD, P.S.; TRISTANI, F.E.; WOLF, L.G.; KALB FLEISCH, J.H. Effect of central hypervolemia on cardiac performance during exercise. **Journal of Applied Physiology**, v.57, p.1662-1667, 1984.

SKINNER, A.T. & THOMSON, A.M. Duffield: Exercício na água. 3 ed. São Paulo: Manole, 1985.

SMITH, L.K. WEISS, E.L. LEHMKUHL, L.D. Cinesiologia Clínica de Brunnstrom. 5 ed. São Paulo: Manole, 1997.

Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles (SENIAM).

SZMUCHROWSKI, L.A.; CARDOSO, J.R.; CARVALHO, R.G.S. Comparação da atividade eletromiográfica durante o movimento padrão do ciclismo em cicloergômetro padrão e aquático. **Fisioterapia Brasil**, v.5, n.5, p.337-353, 2004.

TIMMER, C.A.W. Cycling Biomechanics: A Literature Review. **J. Orthop Sports Phys Ther.** v. 14, n. 3, p. 106-114, 1991.

VENEZIANO, W.H. (2006). Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico de superfície em atividades subaquáticas. **Tese de Doutorado.** Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2006.

WINTER, D.A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. John Wiley & Sons, 2a ed, New York, 1990.

APENDICE A

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Acredito ter sido esclarecido (a) a respeito das informações que leram para mim, descrevendo o estudo a ser realizado e concordo em participar desta pesquisa na Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá-Unesp, declaro conhecer quais os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes, e que minha participação não implicará em nenhuma despesa.

NOME/RESPONSÁVEL _____

Rg _____ CPF _____

Endereço completo:- _____

Assinat.Resp

Assinat.Pesquisador

APENDICE B

unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – Jd. São Dimas
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028
Fax (12) 3947-9010 / jancto@fosjc.unesp.br


CERTIFICADO
Comitê de Ética em Pesquisa
Com Seres Humanos

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **097/2009-PH/CEP**, sobre **“Análise eletromiográfica e dinamométrica durante o ciclo da pedalada em cicloergômetro aquático”**, sob a responsabilidade de **MARIA AUXILIADORA ANDRADE PINTO RIBEIRO**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, com seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 15 de dezembro de 2009.



Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
Coordenadora

APENDICE C

PAR-Q

QUESTIONÁRIO DE PRONTIDÃO PARA A ATIVIDADE FÍSICA

Autoridades Canadenses desenvolveram esse questionário que deve ser aplicado antes do início de um programa de atividade física regular, visando identificar prováveis restrições e limitações à saúde.

1 - Alguma vez um médico disse que você possui um problema do coração e lhe recomendou que só fizesse atividade física sob supervisão médica?

Sim Não

2 - Você sente dor no peito, causada pela prática de atividade física?

Sim Não

3 - Você sentiu dor no peito no último mês?

Sim Não

4 - Você tende a perder a consciência ou cair, como resultado de tonteira ou desmaio?

Sim Não

5 - Você tem algum problema ósseo ou muscular que poderia ser agravado com a prática de atividade física?

Sim Não

6 - Algum médico já lhe recomendou o uso de medicamentos para a sua pressão arterial, para circulação ou coração?

Sim Não

7 - Você tem consciência, através da sua própria experiência ou aconselhamento médico, de alguma outra razão física que impeça sua prática de atividade física sem supervisão médica?

Sim Não

Avaliação: Se apenas uma das questões for respondida com um **Sim**, é imprescindível uma avaliação de médica antes do início de qualquer programa.

Questões Adicionais

Pratica atividades físicas?.....Quais?.....

Há quanto tempo?..... Freqüência semanal.....

Declaro que li entendi e preenchi o questionário. Todas as questões foram respondidas com honestidade.

Nome:data...../...../.....

Assinatura.....