

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA SUPERIOR DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO  
MOVIMENTO HUMANO

ESTUDO COMPARATIVO ENTRE RESPOSTAS  
ELETROMIOGRÁFICAS REALIZADO COM EXERCÍCIOS  
DE VELOCIDADE E RESISTÊNCIA VARIÁVEL NO MEIO  
LÍQUIDO

GABRIELA LOVIS BLACK

Porto Alegre, março de 2005

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

GABRIELA LOVIS BLACK

ESTUDO COMPARATIVO ENTRE RESPOSTAS  
ELETROMIOGRÁFICAS REALIZADO COM EXERCÍCIOS DE VELOCIDADE E  
RESISTÊNCIA VARIÁVEL NO MEIO LÍQUIDO

Dissertação de mestrado, apresentada ao Programa de Pós-Graduação  
em Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
como requisito parcial para a obtenção do grau acadêmico  
de Mestre em Educação Física

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO  
HUMANO

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Martins Kruel

Porto Alegre, março de 2005

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a meus pais, demais familiares e amigos, que me incentivaram em todos os momentos da elaboração deste trabalho;

Ao meu orientador professor Doutor Luiz Fernando Martins Krueel que acompanhou durante a realização do trabalho dando sua contribuição inestimável ao andamento do mesmo;

Ao Prof. Dr. Noé Gomes Borges Jr pela dedicação dispensados neste trabalho;

Ao Prof. Dr Carlos Boli pelo auxílio junto na análise dos dados;

Agradeço ainda aos colegas do Grupo de Pesquisas em Atividades Aquáticas, em especial à Ms. Evelyn Muller, Leonardo Tartaruga, Michel Brentano e Paulo Poli de Figueiredo pela contribuição na coleta dos dados e discussão dos resultados;

Aos Mnd. Alecsandra Vendrusco e Marcelo Coertjens pelo incentivo;

Aos colegas Daniel Bagatini, Fernando Beltrami, Marcus Tartaruga, Patrícia Pantoja pelo auxílio precioso na coleta dos dados;

Aos participantes da amostra desta pesquisa, pela disponibilidade em colaborar;

À UDESC e UFSM pelo o laboratório de biomecânica, pelo interesse e o material cedido;

À UFRGS, aos funcionários, professores e colegas do curso de pós-graduação PPCMH, o meu agradecimento pela oportunidade.

## RESUMO

Um programa de condicionamento para adultos deve ser efetivo para desenvolver a força e a resistência muscular (ACSM, 1998). Uma alternativa para desenvolver essas valências são os exercícios realizados na água. Alguns autores como BARELLA (2002); AMBROSINI (2003) analisaram o aumento da força muscular em atividades realizadas no meio líquido utilizando equipamento resistivo e velocidade máxima e observaram aumento da força muscular principalmente no grupo que treinou velocidade. A eletromiografia no meio líquido foi iniciada na década de sessenta, conforme PÖYHÖNEN *et al.* (1999) quando relatam os primeiros. As variações do sinal eletromiográfico podem ser relacionadas com o aumento da carga imposta aos músculos analisados (PRAAGMAN *et al.*, 2003). Objetivo Geral: Verificar a atividade elétrica de músculos dos membros inferiores durante exercícios realizados no meio líquido com velocidade e resistência variável. Metodologia: Foram analisados os músculos reto e bíceps femoral com eletrodos de superfície. Para a coleta utilizou-se o Eletromiógrafo portátil *Data Logger System*, curativos oclusivos para o isolamento, sistema de filmagem *Peak Performance*. Os dados obtidos foram normalizados pela contração voluntária máxima e analisados através do valor RMS (*root mean square*). A amostra foi composta por 12 indivíduos, do gênero feminino que realizaram o movimento de flexão e extensão do quadril no meio líquido até o ângulo de 45°. em três velocidades (40, 60 e 80 bpm) utilizando e não o equipamento resistivo. Resultados: os resultados demonstraram que existem diferenças estatisticamente significativas quando varia o ritmo de execução dos exercícios para os dois músculos analisados sem e com equipamento ( $p < 0,05$ ). Analisando a influencia do equipamento, os resultados demonstraram que para o músculo bíceps femoral

não houve diferenças no percentual de ativação quando se realizou o movimento sem e com equipamento resistivo. Já para o músculo reto femoral houve diferença quando se utilizou equipamento nas cadências de 40 bpm ( $15,36 \pm 4,42$ ;  $20,41 \pm 4,33$ ) e de 80 bpm ( $24,46 \pm 9,28$ ;  $41,89 \pm 13,67$ ) sem e com equipamento respectivamente. Os resultados da cinemática demonstraram que a velocidade angular aumenta com a progressão das cadências, porém na velocidade máxima apresenta valores significativamente diferentes entre as duas situações. Os resultados do sinal eletromiográfico nesta mesma velocidade não apresentaram diferenças significativas entre as duas situações. Com isto, pode-se concluir que executar o exercício com equipamento numa menor velocidade os mesmos níveis de ativação são alcançados.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO  
HUMANO

Autor: Gabriela Lovis Black

Orientador: Dr Luiz Fernando Martins Kruehl

Título: Estudo Comparativo entre Respostas Eletromiográficas realizado com Exercícios de Velocidade e Resistência Variável no Meio Líquido

Dissertação de Mestrado em Ciências do Movimento Humano

Porto Alegre, março de 2005

## ABSTRACT

The practice of aquatic exercises is widely recommended for different populations. A common practice is development exercise for the legs in training session. Some studies verifying the influence of speed and resistive equipment in production force and observed the group of speed show high strength level. However, few studies have tried to quantify the activation of these muscles in water. Purpose: compare the electromyographic (EMG) activity of rectus (RF) and biceps femoral (BF) during exercise of leg in water with variable speed and resistance. Methods: twelve female (age  $21,38 \pm 1,30$  yrs; height  $161,6 \pm 6,7$  cm; weight  $55,9 \pm 6,21$  kg). The performance consisted of eight repetitions of flexion and extension of leg until  $45^\circ$  in three cadences determined by metronome (40, 60, 80 bpm) and maximal velocity applying or not resistive equipment. All executions were recorded by portable electromyographic and by kinematics. The EMG data is expressed in RMS values and was normalized by maximal voluntary contraction. An ANOVA was utilized for each muscle analyzing speed effect and T test to observe resistance effect ( $p < 0,05$ ). Results are expressed by mean  $\pm$  SE. The muscles using equipment showed higher activation than not using in 40 bpm (RF- $22,09 \pm 5,44$  x  $15,36 \pm 4,42$ ; BF-  $16,48 \pm 7,75$  x  $13,47 \pm 7,76$  ), 60 bpm (RF- $29,68 \pm 3,57$  x  $19,78 \pm 12,00$ ; BF-  $17,40 \pm 5,63$  x  $15,40 \pm 8,05$  ), 80 bpm (RF- $42,35 \pm 13,87$  x  $22,48 \pm 8,97$ ; BF- $34,93 \pm 14,27$  x  $21,07 \pm 12,49$ ), maximal cadence (RF- $75,14 \pm 30,39$  x  $63,42 \pm 20,67$ ; BF- $78,76 \pm 17,14$  x  $72,46 \pm 21,26$ ). When speed was analyzed, the results revealed significant difference between the 40 bpm ( $15,36 \pm 4,42$ ) with 80 bpm ( $22,48 \pm 8,97$ ) and with maximal ( $63,42 \pm 20,67$ ); between 60 bpm ( $19,78 \pm 12,0$ ) with maximal ( $63,42 \pm 20,67$ ) and finally between 80 bpm ( $22,48 \pm 8,97$ ) with maximal ( $63,42 \pm 20,67$ ) for RF. For BF the difference was between 40 bpm ( $13,47 \pm 7,76$ ), 60 bpm ( $15,40 \pm 8,05$ ) and 80

bpm ( $72,46 \pm 21,26$ ) compared with maximal ( $72,46 \pm 21,26$ ). For the influence of resistive equipment the results showed no differences between RMS in exercise with or without equipment for BF. For RF the results showed difference between 40 bpm ( $20,41 \pm 4,33$  x  $15,36 \pm 4,42$ ) and 80 bpm ( $41,89 \pm 13,67$  x  $24,46 \pm 9,28$ ) with and without respectively. The kinematics analyses demonstrated progressive values of angular velocity from minor to higher speed and in the maximal speed with equipment the angular velocity showed lesser values compared without equipment. CONCLUSION: To elicit a high activation, aquatic exercises conducted at maximal speed and with resistive equipment are the best choice.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
HUMAN MOVIMENT SCIENCE POSTGRADUATION PROGRAM

Author: Gabriela Lovis Black

Adviser: Dr Luiz Fernando Martins Kruehl

Title: Comparative study of electromyographic signal in velocity and resistance variable exercise in water

Master Dissertation in Human Movement Science

Porto Alegre, march, 2005

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>17</b>
1.2 OBJETIVOS.....	21
1.2.1 Objetivo Geral.....	21
1.2.2 Objetivos Específicos.....	21
1.3 Definição Operacional De Termos.....	22
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>23</b>
2.1 ATIVIDADES AQUÁTICAS.....	23
2.2 PROPRIEDADES FÍSICAS DA ÁGUA.....	27
2.3 ELETROMIOGRAFIA.....	29
2.4 ELETROMIOGRAFIA E O MOVIMENTO.....	33
2.5 ELETROMIOGRAFIA E VELOCIDADE DE MOVIMENTO.....	35
2.6 ELETROMIOGRAFIA E ÁGUA.....	39
<b>3 METODOLOGIA.....</b>	<b>41</b>
3.1 AMOSTRA.....	41

3.2 PROCEDIMENTOS PARA SELEÇÃO DA AMOSTRA.....	41
3.3 FAMILIARIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	41
3.4 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA.....	41
3.5 INSTRUMENTOS DE MEDIDA.....	41
3.5.1 Ficha de dados individuais.....	42
3.5.2 Balança.....	42
3.5.3 Estadiômetro.....	42
3.5.4 Sistema de medição de análise de movimento.....	42
3.5.5 Eletromiógrafo.....	43
3.5.6 Eletrodos.....	43
3.5.7 Alinhamento da cinemática com a eletromiografia.....	44
3.5.8 Piscina com visor subaquático.....	44
3.5.9 Redutor de profundidade.....	44
3.5.10 Isolamento do eletromiógrafo.....	45
3.5.11 Adesivos oclusivos.....	45
3.5.12 Silicone.....	46
3.5.13 Metrônomo.....	46

3.5.14 Aparelho de som.....	46
3.5.15 Equipamento resistivo.....	46
3.5.16 Goniômetro.....	47
3.5.17 Fitas reflexivas.....	47
3.5.18 Multímetro.....	47
3.5.19 <i>Theraband</i> .....	47
3.5.20 Microcomputador.....	48
3.6 VARIÁVEIS.....	48
3.6.1 Variáveis dependentes.....	48
3.6.2 Variáveis independentes.....	48
3.6.3 Tratamento das variáveis independentes.....	48
3.6.4 Variável de controle.....	49
3.7 PROCEDIMENTO DA COLETA DOS DADOS.....	49
3.7.1 Caracterização da amostra.....	49
3.7.2 Preparação da pele colocação dos eletrodos.....	49

3.7.3 Isolamento dos eletrodos.....	50
3.7.4 Contração voluntária máxima (CVM).....	50
3.7.5 Posicionamento dos sujeitos na piscina.....	50
3.7.6 Posicionamento dos equipamentos.....	51
3.7.7 Coleta dos dados.....	51
3.8 TRATAMENTO DOS DADOS.....	52
3.8.1 Dados cinemáticos.....	52
3.8.2 Dados eletromiográficos.....	53
3.9 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO.....	54
3.10. DESENHO EXPERIMENTAL.....	54
3.11 TRATAMENTO ESTATÍSTICO.....	55

4.1 CARACATERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	56
4.2 NORMALIDADE E DISTRIBUIÇÃO DOS DADOS.....	56
4.3 APRESENTAÇÃO DOS DADOS.....	57
4.3.1 Velocidade do movimento.....	57
4.3.2 Sinal eletromiográfico.....	62
4.3.2.1 Efeito das cadências sem equipamento resistivo.....	63
4.3.2.2 Efeito das cadências com equipamento resistivo.....	67
4.3.2.3 Efeito do equipamento.....	73
<b>5 CONCLUSÃO.....</b>	<b>82</b>
<b>6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>83</b>
<b>7 ANEXOS.....</b>	<b>92</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Equipamentos da filmagem no visor subaquático.....	43
Figura 2 -	Eletromiografo portátil com o isolamento.....	44
Figura 3 -	Redutor de profundidade posicionado no fundo da piscina....	54
Figura 4 -	Eletrodos com silicone e adesivos oclusivos.....	46
Figura 5 -	Equipamento resistivo ( <i>Aquafins</i> ) utilizado na coleta dos dados.....	47
Figura 6 -	Representação gráfica do percentual de ativação da CVM do músculo reto femoral entre as quatro cadências nas situações com e sem equipamento resistivo. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas em cada situação (sem e com equipamento)....	63
Figura 7 -	Representação gráfica do percentual de ativação da CVM do músculo bíceps femoral entre as cadências nas situações com e sem equipamento resistivo. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas em cada situação (sem e com equipamento).....	64
Figura 8 -	Representação gráfica da dispersão do músculo reto femoral sem equipamento, $r=0,84$ .....	69
Figura 9 -	Representação gráfica da dispersão do músculo reto femoral com equipamento, $r=0,77$ . Nota: para facilitar a análise utilizou-se valor absoluto dos valores de velocidade angular na fase de flexão.....	69

Figura 10 -	Representação gráfica da dispersão do músculo bíceps femoral sem equipamento, $r=0,83$ .....	70
Figura 11 -	Representação gráfica da dispersão do músculo bíceps femoral com equipamento, $r=0,75$ .....	71
Figura 12 -	Representação gráfica do teste-t pareado do músculo reto femoral entre as situações experimentais.....	74
Figura 13 -	Representação gráfica do teste-t pareado do músculo bíceps femoral entre as situações experimentais.....	76
Figura 14 -	Representação do sinal eletromiográfico (%CVM) do músculo reto femoral entre as velocidades sem e com equipamento.....	79
Figura 15 -	Representação do sinal eletromiográfico (%CVM) do músculo bíceps femoral entre as velocidades sem e com equipamento.....	80



Tabela 7 -	Médias (%CVM), desvios padrões ( $\sigma$ ), tamanho da amostra (n) e resultado do teste de medidas repetidas e <i>post hoc</i> LSD do músculo bíceps femoral nas quatro cadências e nas situações sem e com equipamento ( $p < 0,05$ ).....	64
Tabela 8 -	Médias, desvios padrões ( $\sigma$ ) e tamanho (n) das amostras do %CVM e resultados do teste-t pareado do músculo reto femoral entre as quatro cadências ( $p < 0,05$ ).....	74
Tabela 9 -	Médias, desvios padrões ( $\sigma$ ) e tamanho das amostras do %CVM e resultados do teste-t pareado do músculo bíceps femoral entre as quatro cadências ( $p < 0,05$ ).....	75

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EMG	-	Eletromiografia
bpm	-	Batimentos por minuto
ACSM	-	American College of Sports Medicine
A	-	Área
Cd	-	Coeficiente de arrasto
V	-	Velocidade
$\rho$	-	Densidade do fluído
$^{\circ}/\text{seg}$	-	Graus por segundo
mV	-	Milivolts
RMS	-	<i>Root mean square</i>
CVM	-	Contração voluntária máxima
%CVM	-	Porcentagem da contração voluntária máxima
ANOVA-		Análise de variância

## 1 INTRODUÇÃO

De acordo com o relato encontrado no American College of Sports Medicine (1998), o conhecimento dos benefícios adicionais de saúde e de aptidão associados a maiores quantidades e intensidades de atividade física é combinado com o fato de que a lista de doenças crônicas beneficiadas favoravelmente pelo exercício, continua crescendo. Então, torna-se ainda mais clara a necessidade de elaborar-se programas de prevenção e reabilitação com exercícios alicerçados em uma sólida base médica e científica.

Esses programas de exercícios devem ser elaborados, supervisionados e executados por pessoas qualificadas. Numerosos estudos com base laboratorial quantificaram os benefícios de saúde e de aptidão, associados ao treinamento com exercícios de *endurance*. Além disso, um número cada vez maior de estudos epidemiológicos prospectivos apóia o fato de que tanto um estilo de vida fisicamente ativo quanto um de nível moderado a alto de aptidão cardiorrespiratória reduzem independentemente o risco de várias doenças crônicas. Porém, para estabelecer firmemente essas relações, é necessário um número bem mais significativo de pesquisas.

As prescrições relatadas pelo ACSM (1998) afirmam que os aumentos na atividade física e na aptidão cardiorrespiratória estão associados com menor risco de morte por coronariopatia assim como por todas as outras causas. O enfoque primário para alcançar os objetivos relacionados à saúde tem consistido em prescrever exercícios capazes de aprimorar a aptidão cardiorrespiratória, a composição corporal e a força.

A inclusão de um treinamento de resistência em um programa de condicionamento para adultos deve ser efetivo para desenvolver a força, a resistência muscular e a densidade mineral óssea. O efeito de um treinamento é específico para a área treinada e deverá ser executado em toda a amplitude de seus movimentos para obtenção de melhores benefícios (ACSM, 1998).

TAKESHIMA et al (2002) afirmam que, devido à necessidade de manter a massa muscular e a flexibilidade durante a vida, deve-se desenvolver um programa

adequado de exercícios que deverá ser composto por atividades aeróbicas, de força e de flexibilidade.

Uma das alternativas que encontramos para desenvolver essas valências são os exercícios realizados na água, os quais, de um modo geral, abrangem essas qualidades através de técnicas de hidroginástica. Nos últimos anos, esses exercícios têm se tornados populares e benéficos principalmente para indivíduos idosos. Também percebemos que os mesmos são uma alternativa de condicionamento físico para aqueles indivíduos que possuem alterações e problemas traumato-ortopédicos.

A água oferece um ambiente adequado para a prática de exercícios em que as condições específicas do meio líquido amenizam o impacto sobre as articulações, enquanto geram resistência aos movimentos. As atividades na água parecem ser uma alternativa de treinamento para a melhora da performance muscular, assim como um meio atraente de reabilitação física (PÖYHÖNEN et al, 2002).

KRUEL (1994) acrescenta que o peso hidrostático e as forças compressivas diminuem no ambiente aquático, devido às forças características que atuam nesse meio, minimizando assim o estresse articular.

Por muito tempo, o treinamento de hidroginástica foi prescrito para a recuperação de indivíduos com lesões simples ou em recuperação das mais complexas cirurgias (WHITE, 1998), e também como um meio efetivo na recuperação de pacientes com esclerose múltipla (GEHLSSEN et al., 1984) e com alterações posturais (SIMMONS e HANSEN, 1996). No entanto, a hidroginástica pode ser também um treinamento efetivo para pessoas saudáveis, com benefícios importantes principalmente na parte cardiorrespiratória e na resistência muscular localizada (RUOTI et al., 1994; TAUNTON et al., 1996; MADUREIRA e LIMA, 1998; TAKESHIMA et al., 2002).

PÖYHÖNEN et al (2002) realizaram um programa de treinamento de 10 semanas com um grupo de indivíduos na piscina e observaram um aumento significativo no torque dinâmico dos músculos estudados, concluindo que exercícios

de resistência realizados neste meio podem ser recomendados como uma alternativa para a melhora do condicionamento neuromuscular.

BARELLA (2002); AMBROSINI (2003), e CARDOSO et al (2004) analisaram o aumento da força muscular em atividades realizadas no meio líquido. Essas pesquisas estudaram dois grupos que utilizaram equipamento resistivo para o treino e que não utilizaram. Em ambos os grupos foram encontrados aumento na força muscular após o período de treino, porém no grupo que não utilizou equipamento os níveis de força foram maiores. As autoras acreditam que o aumento da força muscular pode ser justificado através do aumento da velocidade do movimento e do aumento da área de superfície do equipamento resistivo. Deste modo, pode-se inferir que velocidade de movimento pode ser mais relevante no aumento da sobrecarga do que a área.

Apesar do sinal eletromiográfico não ter sido analisado, a eletromiografia (EMG) de superfície é uma forma de medida utilizada por pesquisadores e clínicos como uma forma não invasiva de estudar a neurofisiologia muscular nos diferentes tipos de contração (HUNTER et al, 2003). Foi relatado que a EMG tem uma correlação linear perfeita com a força em contrações do tipo concêntrica quando comparada com ações do tipo excêntrica (ARATOW et al, 1993).

O estudo do sinal eletromiográfico no meio líquido foi iniciado na década de sessenta, conforme PÖYHÖNEN et al. (1999), quando relatam os primeiros estudos de EMG no meio líquido. A EMG monitora a atividade de um músculo. A abordagem mais comum para medir a atividade elétrica é colocar um eletrodo perto de uma membrana excitável e registrar os potenciais de ação que o transpassam (ENOKA, 2000). As variações do sinal eletromiográfico podem ser relacionadas com o aumento da carga imposta aos músculos analisados (PRAAGMAN et al, 2003).

Estudos da eletromiografia na água incluem os de ERVILHA et al (2001), que verificaram o padrão do sinal eletromiográfico de músculos durante a marcha aquática. Os autores observaram que o padrão do sinal é diferente entre a caminhada na água quando comparada com aquela em terra. Recentemente, FIGUEIREDO (2004) analisou o sinal eletromiográfico em diferentes exercícios

abdominais no meio líquido e observou diferenças na amplitude do sinal quando realizado em velocidades diferentes.

Na pesquisa de PÖYHÖNEN et al. (1999), quando compararam o sinal eletromiográfico e a força isométrica na água e na terra, observaram que a amplitude do sinal eletromiográfico é menor no meio líquido.

Existem estudos sobre os ganhos de força muscular utilizando ou não equipamento resistivo (BARELLA, 2002, AMBROSINI, 2003, e CARDOSO et al, 2004), também sobre a atividade eletromiográfica de exercícios realizados no meio aquático (ERVILHA et al, 2001; PÖYHÖNEN et al, 2002, FIGUEIREDO, 2004). Ao observar as aulas de hidroginástica ministradas nas mais diversas formas e modelos pelos diversos profissionais da área, surgiram dúvidas sobre a quantificação da ativação muscular entre os exercícios realizados com equipamento ou apenas com graduação da velocidade.

O corpo humano reage externamente de forma semelhante aos mais variados estímulos sensoriais empregados nas sessões de exercícios aquáticos e, neste sentido, pretende-se considerar como o corpo responde fisiologicamente no meio líquido a estas técnicas e recursos pedagógicos. A eletromiografia de superfície é um método utilizado para aumentar o conhecimento sobre a função muscular.

Neste sentido, este trabalho aborda o seguinte questionamento em relação à atividade elétrica muscular: Qual a influência da velocidade e da resistência ao avanço na amplitude do sinal eletromiográfico em exercícios de membros inferiores realizados no meio líquido?

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo Geral

Verificar a atividade elétrica de músculos dos membros inferiores durante exercícios realizados no meio líquido com velocidade e equipamento variável.

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Verificar a atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e bíceps femoral, no exercício de flexão e extensão do quadril, no meio líquido.

- Verificar a atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e bíceps femoral em exercícios realizados no meio líquido, em três velocidades pré-determinadas (40, 60 e 80 bpm), e numa velocidade máxima determinada pelos indivíduos sem utilização de equipamento resistivo.

- Verificar a influência da utilização de um equipamento resistivo (*Aquafins*) na atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e bíceps femoral em exercícios realizados no meio líquido, nas três velocidades (40, 60 e 80 bpm), e na velocidade máxima.

- Comparar a atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e bíceps femoral, nas diferentes velocidades, com e sem o uso de equipamento resistivo.

- Verificar a velocidade angular nas diferentes velocidades de execução do exercício com e sem o uso do equipamento para os movimento de flexão e extensão do quadril.

### 1.2.3 Definição operacional de termos

*Atividade eletromiográfica:* valor *Root Mean Square* (RMS) obtido do músculo reto femoral e bíceps femoral, utilizando eletrodos de superfície com configuração bipolar.

*Exercícios para membros inferiores:* exercício de flexão e extensão do quadril executado na posição ortostática dentro da água, com amplitude controlada até 45° de flexão, retornando à posição neutra.

*Velocidade de execução dos exercícios:* serão quatro cadências pré-determinados por um metrônomo (40 60 e 80 bpm) e a máxima velocidade conseguida pelos indivíduos.

*Resistência ao avanço:* determinada pelo uso ou não de um equipamento resistivo no membro inferior esquerdo, chamado “*Aquafins*”. Este aumenta a área frontal e foi colocado na articulação do tornozelo dos indivíduos.

*Velocidade teórica:* ritmo do metrônomo (40bpm, 60bpm e 80bpm) que foram transformados na medida graus por segundo (°/seg). Para tal conversão levou-se em consideração o ângulo do movimento de execução do exercício que foi estabelecido como 45° de flexão do quadril. Obtiveram-se com isso as velocidades teóricas de 30°/seg, 45°/seg e 60°/seg respectivamente.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 ATIVIDADES AQUÁTICAS

Assim como a natação, a ginástica realizada no meio líquido é uma alternativa viável para indivíduos aos quais não são recomendados exercícios em terra, como aqueles com artrite, com dores na coluna lombar e outras disfunções ortopédicas, os quais não se beneficiariam com atividades que suportam o peso corporal. Devido à procura cada vez mais intensa desta alternativa de condicionamento e recuperação física, tanto por indivíduos fisicamente ativos quanto os com sobrepeso, sedentários, idosos e as gestantes, a popularidade dos programas de exercícios na água tem aumentado consideravelmente (CASSADY e NIELSEN, 1992).

As atividades na água também têm sido recomendadas pela sua capacidade de permitir mobilização articular precoce, especialmente na fase inicial de um programa de reabilitação e também por aumentar a performance neuromuscular. Especialmente eficaz nas pessoas com disfunções ortopédicas, especialmente as de membros inferiores (NAKAZAWA et al, 1994; PÖYHÖNEN et al, 2001).

CASSADY e NIELSEN (1992) acrescentam que esses exercícios são desenvolvidos para envolver grandes grupos musculares, tanto em membros superiores quanto em inferiores, e são normalmente trabalhados em toda a amplitude de movimento enquanto minimizam o impacto articular, resultando em menores lesões musculoesqueléticas. O trabalho contra a resistência oferecida pela água desenvolve, também, a aptidão cardiorrespiratória.

DEGANI e BARELLA (2001) compararam os parâmetros espaço-temporais e angulares da marcha de indivíduos idosos no meio aquático e em terra. Os resultados demonstraram que no meio líquido a marcha apresentou uma duração mais lenta, menor frequência de passada e uma redução significativa da amplitude de movimento articular. Estas características observadas estão relacionadas com a redução na velocidade dos movimentos devido à resistência oferecida pelo meio

líquido. Tanto a força de empuxo quanto a resistência do fluido influenciaram a biomecânica do andar na água.

ERVILHA et al (2001) também compararam a marcha realizada nesses dois ambientes e corroborando os achados descritos acima, verificaram que a redução da amplitude de movimento de extensão do joelho deve-se à diminuição da velocidade de deslocamento do sujeito na água. Quando compararam as curvas da variação da velocidade angular nos dois ambientes, observaram diferenças nas magnitudes da velocidade angular, devido à dificuldade de deslocamento no meio aquático em decorrência da maior massa de fluido a ser deslocada.

Como é normalmente esperado, o movimento realizado na água é de característica concêntrica (SOVA, 1991). No entanto, PÖYHÖNEN et al (2001) compararam a ativação muscular em exercício com várias repetições e em exercício com uma contração somente do movimento de flexão e extensão do joelho. Observaram que, no exercício com várias repetições ocorria uma ativação precoce excêntrica dos músculos antagonistas (isquiotibiais) com o objetivo de desacelerar o movimento e antecipar a mudança de direção.

Já no exercício com uma repetição, o movimento demonstra ser puramente concêntrico, o que pode ser confirmado pela pequena atividade dos antagonistas ao executar a atividade. O autor sugere que existe uma similaridade entre o treinamento isocinético e o realizado no meio líquido, porque a ação da gravidade está diminuída e a velocidade se mantém praticamente constante durante os ângulos de flexão do joelho.

Os efeitos de um programa de treinamento na água para os músculos do quadríceps e para os do isquiotibiais podem ser explicados pelos princípios da hidrodinâmica, conforme PÖYHÖNEN et al (2002). Os sujeitos submetidos ao treinamento na água executaram os exercícios com máxima velocidade e com progressão de resistência estabelecida por um equipamento resistivo que apresentava três tamanhos de área frontal. Os resultados demonstraram aumento do torque máximo isométrico e isocinético nos flexores e extensores do joelho, acompanhado do aumento proporcional da ativação muscular. O efeito do uso do

equipamento resistivo pode ser feito para graduar o nível de força de acordo com as necessidades individuais dos participantes.

A hidroginástica envolve movimentos ritmados e calistênicos realizados na água. Os exercícios são elaborados levando em consideração as propriedades da água. Os objetivos da aula incluem melhora do condicionamento cardiovascular assim como o treinamento de força. A intensidade dos exercícios pode ser incrementada utilizando-se equipamentos tanto para membros superiores quanto para membros inferiores (SOVA, 1991).

No estudo de BARELA (2002) foi realizado um treinamento por onze semanas de exercícios de hidroginástica com ênfase na força muscular em mulheres na faixa etária de 38 a 67 anos. O exercício foi realizado em máxima velocidade possível. Formaram-se dois grupos, um utilizando equipamento resistivo e outro não utilizando o equipamento. O treinamento (de força) tinha ênfase nos músculos dos membros inferiores e superiores. Observou-se aumento significativo da força muscular medida através do teste de uma repetição máxima (1RM) nos dois grupos.

É interessante salientar que no grupo de treino sem equipamento houve aumento maior da força muscular em relação ao grupo que utilizou equipamento. A autora sugere que a intensidade da atividade tenha sido aumentada de forma mais acentuada pelo aumento da velocidade de execução dos movimentos, quando comparado com o aumento da área de superfície oferecida pelo equipamento. Sendo assim, a realização dos movimentos com maior velocidade seria o fator responsável primário pelo aumento dos níveis de força.

Em outro estudo AMBROSINI (2003) avaliou os efeitos de diferentes tipos de treinamentos (de força) realizados em hidroginástica - aula tradicional e aula com ênfase na força muscular - sobre a força máxima dinâmica de membros inferiores e membros superiores em mulheres adultas. Os resultados demonstraram que ocorreu aumento da força muscular decorrente do treinamento de força e do treinamento convencional de hidroginástica em todos os grupos musculares analisados, independentemente do uso de equipamento resistivo.

CARDOSO et al (2004) analisou os efeitos de um programa de treinamento em mulheres na faixa etária de 35 a 75 anos. Elas realizaram no *jogging* aquático o treino com a utilização de equipamento resistivo, com e sem ênfase no treinamento velocidade máxima dos músculos flexores e extensores do cotovelo e adutores do quadril. Os resultados demonstram que a força muscular apresentou aumento significativo em todos os grupos experimentais e em todos os grupos musculares analisados.

BARELLA (2002), AMBROSINI (2003) e CARDOSO et al (2004) sugerem que tanto o aumento da área quanto da velocidade são igualmente relevantes no aumento da sobrecarga do exercício realizado em água e, conseqüentemente, na possibilidade de aumentar a força muscular. Porém, pode-se inferir que a velocidade de movimento pode ser mais relevante no aumento da sobrecarga que a área de secção transversa. Isto porque, se duplicarmos a velocidade do movimento, estamos quadruplicando a resistência oferecida pelo meio líquido. E, se duplicarmos a área de secção transversa, estamos apenas duplicando a resistência. Outro estudo que também demonstrou os benefícios das atividades realizadas no meio líquido foi de TAKESHIMA et al (2002) que verificaram os efeitos da atividade física na água em mulheres idosas num período de treinamento de doze semanas. Observaram que exercícios aeróbicos realizados na água produzem carga suficiente para desenvolver a capacidade cardiovascular. Relatam também um decréscimo nas medidas das dobras cutâneas, aumento da força muscular e da flexibilidade nessa amostra populacional.

WILLÉN et al (2001) avaliaram os efeitos de um programa de exercícios dinâmicos por cinco meses no meio líquido em indivíduos que apresentavam alterações musculares devido à poliomelite. Observaram aumento da performance cardiovascular, diminuição do quadro algico e uma experiência psicológica positiva para os participantes.

Dentre os exercícios que são comumente realizados na hidroginástica, incluem-se os para membros inferiores. Os movimentos de flexão da coxa são usados na corrida, caminhada, subir escadas e em outras atividades esportivas e diárias, já a extensão é importante no suporte de peso corporal, assiste na

impulsão do corpo para cima e para frente na caminhada e corrida (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Os músculos que atuam sobre a articulação do quadril estão divididos em grupos dos flexores, extensores, adutores e abdutores. Os músculos motores primários para a flexão são o iliopsoas e o reto da coxa. Os músculos que contribuem em todas as condições de extensão na articulação do quadril são os isquiotibiais e glúteo máximo. Os dois músculos mediais, o semimembranoso e o semitendinoso, não ficam tão ativo quanto o lateral, o bíceps femoral, na extensão do quadril. Com a articulação do joelho estendida, os isquiotibiais são alongados de forma efetiva para agir no quadril (RASCH, 1991; HAMILL e KNUTZEN, 1999).

## 2.2 PROPRIEDADES FÍSICAS DA ÁGUA

O estudo da interação do corpo humano com o ambiente aquático é uma tentativa de compreender melhor esse ambiente. No cotidiano, percebemos que a principal diferença da água em relação ao ar é que na água temos a sensação de estar mais leves, mas ao mesmo tempo sentimos uma resistência maior para executar um movimento qualquer dentro dela (AMADIO, 1996).

Para KRUEL (2000), quando os indivíduos realizam atividade no meio líquido, apresentam alterações fisiológicas e biomecânicas significativas quando comparando com as atividades realizadas em terra, como por exemplo a diminuição da força de reação do solo.

De acordo com HAMILL e KNUTZEN (1999), uma das propriedades dos fluidos que afetam os obj

O arrasto é um componente da força de resistência dos fluidos que sempre age em oposição ao movimento. O sentido do componente de arrasto é oposto ao sentido do vetor de velocidade e age para retardar o movimento do objeto através do fluido. A magnitude do componente de arrasto pode ser determinada pela fórmula:

$$F_{\text{arrasto}} = 0,5 \cdot C_d \cdot A \cdot \rho \cdot v^2$$

Onde  $C_d$  é a constante conhecida como coeficiente de arrasto,  $A$  é a área frontal do objeto,  $\rho$  é a densidade,  $v$  é a velocidade do objeto com relação ao fluido.

A velocidade do fluido, na medida em que este passa pelo objeto, determina quanto o objeto irá interagir com o fluido. Em baixas velocidades, o fluido passa pelo objeto com velocidades diferentes. As camadas mais próximas da superfície se movem lentamente, constituindo o fluxo laminar. Este tipo de fluxo ocorre quando o objeto é pequeno, liso e se movimenta com pequena velocidade. À medida que o objeto se move mais rapidamente através do fluido, este é incapaz de contornar a forma do objeto, produzindo turbulência atrás do mesmo. Quando o fluido faz contato com a frente do objeto, forma-se uma área de pressão relativamente alta. A área turbulenta atrás do objeto é uma área de pressão mais baixa que a da frente. A diferença total de pressão entre a parte da frente e a parte de trás do objeto retarda o movimento através do fluido (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Tanto a forma do objeto que está se movendo no meio líquido quanto a velocidade afetam o arrasto. Com relação à forma, os objetos afilados deparam-se com menor resistência do que os com cantos “quadrados” e formas assimétricas. A forma frontal afilada de um objeto permite que a direção das moléculas de água mude de forma muito gradual, à medida que o objeto as ultrapassa. Na forma frontal plana, as moléculas de água não podem evoluir em torno dele e, assim, elas repicam na superfície frontal, criando um padrão de turbulência e retardando a progressão do objeto (MAGLISCHO, 1999).

Como em um treino de musculação, na água também há a utilização de equipamento, a fim de aumentar ou maximizar a resistência oferecida por ela. Em terra, a resistência é determinada, em geral, pela quantidade de “peso” levantada,

enquanto que na água a resistência é determinada pela fluviabilidade, pela área de resistência ao avanço ou ainda, pela velocidade com que o movimento é executado. A quantidade de resistência criada por um equipamento baseia-se na sua área ou forma de superfície frontal (LENK, 2001).

Quanto à resistência, a partir da fórmula para força de arrasto, percebe-se que esta aumenta em função do quadrado da velocidade, ou seja, a relação entre a força exercida no meio líquido (força de arrasto) e a velocidade do movimento não é linear (PÖYHÖNEN et al, 2001).

Na água, principalmente com exercícios de membros inferiores, há maior turbulência, devido a sua maior circunferência, ou seja, a área anatômica, em comparação com os exercícios para membros superiores. A turbulência pode ser usada como uma forma de resistência ao exercício. Ela é influenciada pelo incremento da velocidade de execução e pelo aumento da área, proporcionando, então, maior resistência ao exercício (CASSADY e NIELSEN, 1992).

O componente de sustentação está relacionado com a força de empuxo que age em sentido vertical para cima. Essa propriedade pode ser usada para auxiliar o movimento quando o membro é movido no sentido da superfície da água, e para resistir ao movimento quando é movido da superfície para a posição vertical (PÖYHÖNEN et al, 2002). KRUEL (1994) complementa que, quanto maior a profundidade de imersão, devido ao empuxo, maior será a redução do seu peso hidrostático, e, conseqüentemente, menor será o impacto articular quando realizar exercícios no meio líquido, diminuindo assim o *stress* articular.

### 2.3 ELETROMIOGRAFIA

Para monitorar a atividade elétrica de membranas excitáveis, os pesquisadores elaboraram uma técnica denominada eletromiografia (EMG). A abordagem mais comum para medir a atividade elétrica é colocar um eletrodo (tipo de sonda para medir voltagem) junto de uma membrana excitável e registrar os potenciais de ação que a transpassam (ENOKA, 2000).

Desde a 2<sup>a</sup>. Guerra Mundial, a eletromiografia é uma técnica utilizada por pesquisadores que trabalham em campos distintos como neurociências, anatomia, desporto e reabilitação. A partir dessas áreas, dois tipos de aplicação podem ser definidos: EMG clínica e cinesiológica, que podem investigar diferentes tipos de problemas como a relação entre o trabalho mecânico produzido pelo músculo e o sinal eletromiográfico, bem como estudos ergonômicos sobre a influência do material e de equipamentos na atividade muscular (CORREIA et al, 1993).

Para a medida do sinal eletromiográfico, tem-se a possibilidade de usar dois tipos de eletrodos. Eletrodo intramuscular e eletrodos de superfície, que são colocados na região muscular de interesse. Para a colocação dos eletrodos de superfície, a pele precisa ter sua resistência elétrica diminuída por meio de abrasão e da utilização de álcool para remover as células mortas e a oleosidade. Os eletrodos são então colocados na pele, utilizando-se gel para um melhor contato.

Os eletrodos de superfície são mais simples de utilizar que os intramusculares (NIGG e HERZOG, 1998). Estes podem produzir sensações dolorosas e derrame intramuscular, constituindo-se, assim, em um fator intrusivo não desprezível quando o objetivo é estudar o comportamento motor em situações o mais próximas possível da natural (CORREIA et al, 1993).

Na eletromiografia de superfície, o sinal obtido é um resumo da atividade elétrica de um grande número de unidades motoras e por essa razão representa a atividade de toda a musculatura, sendo mais sensível que a eletromiografia de profundidade aos detalhes das unidades motoras individuais (MASUDA et al, 1999), enquanto a eletromiografia intramuscular representa mais especificamente o sinal de uma parte do músculo (CHRISTENSEN et al, 1995). Esse tipo de registro tem reduzida utilidade quando se pretende estudar o comportamento global dos músculos (CORREIA et al, 1993).

O eletrodo serve como uma antena e pode ser arranjado de modo monopolar ou bipolar. No modo monopolar, apenas um eletrodo é colocado sobre a fonte de sinal (por exemplo, músculo), e este eletrodo detecta o potencial elétrico (devido ao influxo de Na<sup>+</sup> e efluxo de K<sup>+</sup>) e é comparado com o de um local distante (eletrodo terra). Em contraste, um arranjo bipolar tem dois eletrodos sobre

a fonte de sinal e o resultado é adquirido pela diferença de voltagem (potencial) entre os sinais detectados pelos dois eletrodos (ENOKA, 2000).

Em repouso, o potencial de uma fibra muscular é aproximadamente 90mV negativo. Com uma estimulação suficiente, o potencial dentro da célula sobe temporária e positivamente para aproximadamente 30 a 40 mV. Essa mudança no potencial representa o potencial de ação. Em um músculo intacto, uma fibra muscular nunca é estimulada sozinha, mas sempre em conjunto com as outras fibras que formam a unidade motora. Normalmente, o sinal eletromiográfico obtido da contração muscular voluntária é obtido de várias unidades motoras ativadas em diferentes graus. O sinal eletromiográfico obtido de eletrodos colocados em diferentes áreas de uma mesma região muscular são diferenciados (NIGG e HERZOG, 1998).

Atualmente, a técnica da eletromiografia para caracterização não invasiva da musculatura é aceita pela comunidade científica e difundida pelas clínicas como instrumentos para avaliação. O objetivo principal desta técnica é analisar as modificações do sinal eletromiográfico para estimar a atividade muscular e a sua fadigabilidade (POTVIN, 1997 e RAINOLDI et al., 2001) e, além disso, verificar a coordenação muscular, as propriedades contráteis dos músculos e o recrutamento de unidades motoras (MADELEINE, et al 2001).

Também podem ser feitas comparações entre grupos musculares para verificar a sua atividade e o tempo para a mesma ocorrer. Como exemplo, podemos citar o estudo de COWAN et al (2000), em que foram analisados os músculos vasto lateral e o vasto medial com o objetivo de verificar se os mesmo apresentavam diferença no sinal eletromiográfico em síndrome patelofemoral, quando os indivíduos realizavam atividades da vida diária. No trabalho de ONISHI et al (2002), os autores investigaram a relação entre o ângulo articular e a atividade eletromiográfica durante a flexão do joelho.

Alguns fenômenos fisiológicos são responsáveis pela alteração do sinal eletromiográfico em um músculo normal, tais como os níveis de força, a temperatura, a velocidade de execução, e os tipos de contração muscular (CHRISTENSEN et al, 1995). A distância entre os eletrodos também é outro fator

que afeta a qualidade do sinal. Com o aumento da distância entre os eletrodos, tem sido verificados a diminuição da frequência do sinal e o aumento da amplitude do mesmo. Uma distância de 20mm parece ser a mais aconselhada para a coleta do sinal, segundo DE LUCA (1997) e HERMES et al (2000).

MASUDA et al (1999) também descreveram algumas influências que podem interferir no sinal, como, por exemplo, o tipo de contração: estática e dinâmica. Nas contrações estáticas, há maior pressão intramuscular, ocasionando menor fluxo sanguíneo, o que dificulta a remoção dos metabólitos produzidos, aumentando com isso o pH sanguíneo. Já nas atividades dinâmicas, onde ocorre um ciclo de encurtamento e alongamento muscular, o fluxo sanguíneo aumenta favorecendo a remoção dos metabólitos. Essas diferenças fisiológicas influenciam o sinal eletromiográfico, principalmente quando alguns parâmetros como a mediana da frequência e a velocidade de condução da fibra muscular são analisadas.

DE LUCA (1997) e LOSS et al (1998), em suas recomendações sobre o uso da eletromiografia de superfície, salienta que a relação entre força e velocidade e o registro do sinal eletromiográfico somente evidencia uma relação qualitativa entre essas variáveis. No entanto, não podemos precisar quanto de força está sendo aplicada ao analisar o sinal eletromiográfico. Contudo, PRAAGMAN et al (2003) descreveram que há correlação entre a força e o eletromiograma, a qual pode ser explicada pelo número de unidades motoras recrutadas à medida que cresce a força empregada pelo músculo, conseqüentemente alterando o sinal mioelétrico. CORREIA et al (1993) acrescentam que assumindo que a força desenvolvida por um músculo em contração depende da excitação neural que lhe é aplicada, a EMG, ao medir o nível de excitação, pode ser utilizada como indicador de força.

Os autores citam ainda alguns trabalhos em que foi encontrada relação linear entre EMG e força tanto em contrações estáticas quanto em dinâmicas. Porém, essa relação precisa ser feita com extremo cuidado, devido aos vários fatores que influenciam na captação do sinal eletromiográfico ao realizar o movimento.

A amplitude da curva do sinal eletromiográfico varia com a quantidade de atividade elétrica detectada no músculo a cada momento e fornece informação sobre a intensidade de ativação do músculo. Para uma avaliação mais precisa e objetiva, são utilizadas diferentes formas de quantificar a intensidade do sinal: medição do pico máximo, determinação da integral do sinal, mediana da frequência (CORREIA et al, 1993). O valor RMS pode, também, ser usado para quantificar o sinal eletromiográfico por indicar a intensidade do sinal eletromiográfico, segundo MacINTOSH et al (2000).

## 2.4 ELETROMIOGRAFIA E O MOVIMENTO

Provavelmente a propriedade mais clássica e elementar do músculo é sua capacidade em produzir força. Os músculos exercem força e produzem movimentos, sendo isto considerado o elemento básico do mecanismo do movimento humano e animal. Os músculos podem ser representados como uma estrutura composta por unidades com tamanhos decrescentes. O músculo é recoberto por fáscia e tecido conectivo denominado epimísio. Este é composto por fascículos que contêm numerosas fibras musculares que são envoltas por tecido conectivo chamado perimísio e cada fibra muscular é recoberta pelo endomísio. As fibras musculares também estão envoltas por uma fina membrana chamada sarcolema e são compostas pelas miofibrilas e cada unidade da miofibrila chama-se sarcômero. O músculo esquelético é organizado em unidades motoras. Uma unidade motora é definida como um conjunto de fibras musculares que são inervadas por um mesmo neurônio motor (HERZOG e NIGG, 1998).

Segundo BADILO e AYESTARAN (2001), os motoneurônios são os que determinam as propriedades dos músculos e não o contrário. As unidades motoras são classificadas em lentas (I), rápidas e resistentes a fadiga (IIa), rápida e não resistente a fadiga (IIb). A produção voluntária de força máxima de um músculo requer praticamente o recrutamento da maioria das unidades motoras. Quando se realiza uma contração isométrica submáxima de um músculo, não se ativam (recrutam) todas as unidades motoras. Estas seguem o princípio de

Henemann, ou seja, ativam-se em primeiro lugar as unidades motoras de menor tamanho (fibras lentas) e, posteriormente, quando necessário, as unidades motoras de maior tamanho (fibras rápidas) (BADILO e AYESTARAN, 2001 e LINNAMO et al, 2003).

Entretanto, alguns autores como Hannertz, Sale, apud BADILO e AYESTARAN (2001) acreditam que o princípio do tamanho (I- Ila- IIb) não é seguido nos movimentos explosivos que são realizados em velocidades máximas durante um espaço de tempo extremamente curto. Em tais movimentos, o importante é produzir força máxima no mínimo tempo e essa força é inferior à isométrica máxima. Somente são ativadas, nos movimentos rápidos, as unidades motoras que inervam as fibras IIb sensíveis às altas frequências de disparo. Isso sugere que o sistema nervoso central possui mecanismos que permitem ativar, de modo seletivo, unidades motoras que inervam as fibras IIb sem que seja necessário ativar antes as fibras lentas. Isto reflete num aumento da atividade eletromiográfica total nos músculos que intervêm no movimento quando se aumenta a velocidade de execução.

Nas contrações excêntricas rápidas também ocorre um recrutamento preferencial das unidades motoras maiores, de acordo com Howell, Enoka, apud RUTHEFORD et al (2001). Porém, na pesquisa destes autores não foi possível demonstrar essa preferência, sugerindo mais estudos para esta questão. Quando a contração é excêntrica de intensidade máxima, a atividade eletromiográfica registrada costuma ser inferior às obtidas nos testes de força isométrica máxima, apesar de a força produzida pelo músculo ser superior (Häkkinen apud BADILLO e AYESTARAN, 2001). GHORI et al (1995) verificaram que a atividade elétrica do músculo vasto lateral durante ação concêntrica não foi diferente da contração do tipo excêntrica no movimento de flexão do joelho.

O eletromiograma é uma média dos potenciais individuais das inúmeras fibras ativadas no músculo e, quanto maior for o número de fibras que contribuem para esse somatório, melhor será a representação elétrica do trabalho muscular (LOSS et al, 1998). KUBO et al (2004) analisaram a atividade dos músculos do quadríceps e do bíceps femoral em vários ângulos da articulação do joelho em

contração isométrica através da integral do sinal eletromiográfico. Os resultados indicaram maiores níveis de ativação do quadríceps entre 80 e 110° de flexão do joelho. Já a atividade do bíceps femoral foi maior entre os ângulos de 100 e 110°. Os autores sugerem que o alto nível de coativação do bíceps femoral contribui para a estabilidade do joelho em ângulos mais flexionados.

POTVIN (1997) avaliou os efeitos da cinemática e a amplitude do sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial em atividades repetitivas de flexão e extensão de cotovelo. Considerou, também, a facilidade e as limitações do uso da eletromiografia de superfície para monitorar fadiga durante contrações dinâmicas. Os resultados demonstraram que o comprimento muscular e a velocidade interagem afetando a fadiga e o sinal eletromiográfico durante exercício dinâmico. A amplitude do sinal eletromiográfico na contração concêntrica foi significativamente maior quando comparado com o sinal obtido nas contrações excêntricas, tanto com como sem fadiga. A maior amplitude do sinal eletromiográfico foi encontrado na posição de cotovelo mais flexionada, devido à diminuição da interferência dos componentes elásticos do músculo em comprimentos musculares menores. Em contraste, o estudo de RUTHEFORD et al (2001) encontrou, curiosamente, valores do sinal eletromiográfico menores para as contrações do tipo concêntrica quando comparadas com as excêntricas.

ONISHI et al (2002) observaram que a atividade eletromiográfica dos ísquiotibiais varia com os graus de flexão do joelho em contrações dinâmicas. O músculo bíceps femoral cabeça longa apresentou uma maior ativação muscular entre os ângulos de 15° a 30° de flexão do joelho, enquanto o semitendinoso, o semimembranoso e o bíceps cabeça curta apresentaram ativação muscular maiores entre 90° e 105° de flexão. Essas diferenças que são mostradas pelo registro eletromiográfico podem ser devidas às características morfológicas de cada músculo. Porém, esses resultados podem variar se o grau da articulação do quadril for modificado e se forem utilizados eletrodos de superfície ao invés dos intramusculares, de acordo com os autores.

Nos estudos citados abaixo se verificaram mudanças na mediana da frequência, uma variável analisada através do sinal eletromiográfico que está

associada com a velocidade de condução das unidades motoras. MILLER et al (2000) examinaram o efeito da velocidade de movimento e da fadiga no movimento de flexão e extensão do joelho através da análise eletromiográfica. Os autores observaram que os músculos mediais do grupo dos isquiotibiais recrutavam unidades motoras de maior tamanho, enquanto o bíceps femoral recrutava unidades motoras com menor tamanho, conforme a velocidade do movimento aumentava, demonstrando que estes músculos respondem diferentemente ao movimento.

Complementando, Solomonow apud MILLER et al (2000) sugere que uma mudança do espectro para menores frequências é um possível indicativo de diminuição na velocidade de condução e de um menor recrutamento das unidades motoras, enquanto que uma mudança do sinal para frequências maiores representa um aumento da velocidade de condução para as fibras musculares, indicando um recrutamento das unidades motoras maiores.

## 2.5 ELETROMIOGRAFIA E VELOCIDADE DE MOVIMENTO

A velocidade de movimento, para Grosser apud WEINECK (1999), é a capacidade de atingir maior rapidez de reação e de movimento de acordo com o condicionamento específico. Ela é baseada no processo cognitivo, na força voluntária máxima e no bom funcionamento do sistema neuromuscular. ENOKA (2000) afirma que, de acordo com a teoria das pontes transversas, a força muscular varia proporcionalmente à quantidade de sobreposição entre os miofilamentos. Em contraste, à medida que a velocidade do movimento aumenta, a ciclagem das pontes transversas aumenta e com isso pode ocorrer menor número de ligações das pontes transversas. FLECK e KRAEMER (1999) e BABAULT et al (2002) relatam que o aumento da velocidade corresponde a uma diminuição da habilidade dos músculos em desenvolver torque em ações concêntricas. No entanto, segundo esses autores, a força que um músculo pode desenvolver excentricamente aumenta com o aumento da velocidade. Acredita-se que isto seja causado em parte pelo componente elástico do músculo.

Segundo BADILLO e AYESTARÁN (2001), o conceito importante ligado à relação força–velocidade é o de potência, que é o produto da força pela velocidade em cada instante do movimento. A maior potência não é conseguida nem em velocidade máxima de contração diante de resistências leves, nem quando utilizamos grandes resistências em baixa velocidade, mas sim quando realizamos o movimento tanto com carga quanto com velocidade intermediária. Os valores concretos de força e velocidade com os quais se alcança a potência máxima não são os mesmos em todos os indivíduos. Ela se relaciona diretamente com a porcentagem de fibras rápidas e lentas dos indivíduos.

No estudo de Faulkner et al apud BADILLO e AYESTARÁN (2001), tanto as fibras rápidas quanto as lentas têm capacidade similar de gerar força isométrica máxima, mas as rápidas são muito mais efetivas do que as lentas na produção de potência. A potência desenvolvida pelas fibras rápidas é maior que a das lentas em todas as velocidades, sendo que o pico de potência é quatro vezes maior. Quando todas as fibras de um músculo misto contraem-se, as fibras lentas contribuem quase na mesma medida que as rápidas na produção de potência em velocidades muito lentas, somente muito pouco em velocidades moderadas e absolutamente em altas velocidades. No entanto, as fibras lentas são mais eficientes para produzir tanto força isométrica como concêntrica em velocidades muito lentas.

Quanto ao registro da atividade muscular e da velocidade de movimento, POTVIN (1997) observou que a amplitude do sinal eletromiográfico aumentava na fase do movimento em que o ângulo articular movimentava-se mais rapidamente, e que isso correspondia à metade do ciclo da situação concêntrica. Aparentemente, o autor encontrou uma desproporcional diminuição na capacidade de gerar força concêntrica com o aumento da velocidade e uma subsequente necessidade de maior ativação muscular.

WESTING et al (1991) investigaram a relação entre velocidade de movimento, o torque e a atividade eletromiográfica dos extensores do joelho em contrações concêntricas e excêntricas. Os resultados demonstraram que o torque excêntrico foi maior que o concêntrico, entretanto a atividade eletromiográfica teve

menor ativação na atividade excêntrica quando comparada com a concêntrica nas diferentes velocidades.

No estudo feito por RUTHEFORD et al (2001), foi avaliado o efeito do treinamento excêntrico na relação força-velocidade e na atividade elétrica dos músculos extensores do joelho. Os autores observaram que a força concêntrica produzida pelos extensores do joelho foi menor que a isométrica, diminuindo com o aumento da velocidade angular. Na força excêntrica os valores foram semelhantes aos da força isométrica. Quanto ao registro da atividade eletromiográfica, não houve diferenças entre as ações isométricas e excêntricas do quadríceps nas diferentes velocidades angulares. Entretanto, a atividade eletromiográfica do quadríceps na contração concêntrica foi menor que os outros tipos de contração, após o período de treinamento.

BAUM e LI (2003) investigaram o efeito da interação entre carga e frequência durante a pedalada na atividade eletromiográfica de músculos dos membros inferiores. Os autores variaram a cadência da pedalada e foram adicionando cargas na perna. Observaram que a atividade muscular foi influenciada pelas diferentes cargas adicionadas à perna, assim como pelas diferentes frequências de pedalada. Os músculos da articulação do tornozelo apresentaram picos maiores da atividade eletromiográfica com aumento da cadência da pedalada, enquanto os músculos da região do quadril e do joelho apresentaram diminuição da sua atividade com maiores cadências. Já nas alterações devido a carga, os músculos proximais apresentaram maiores mudanças.

Analisando a coativação muscular dos músculos do quadríceps e dos isquiotibiais em diferentes velocidades de movimento em exercício de flexão e extensão do joelho, MILLER et al (2000) observaram que os níveis de atividade eletromiográfica do quadríceps como antagonista do movimento foram menores que os níveis de atividade dos isquiotibiais como antagonistas, sugerindo que os flexores e extensores do joelho respondem diferentemente como antagonistas em velocidades constantes.

## 2.6 ELETROMIOGRAFIA E ÁGUA

O estudo do sinal eletromiográfico no meio líquido foi iniciado na década de sessenta, conforme PÖYHÖNEN et al (1999) quando relataram as primeiras pesquisas da EMG no meio líquido, e citam os seguintes autores: Ikai et al em 1964 foram os primeiros pesquisadores a coletarem o sinal de eletromiografia no meio líquido durante a atividade da natação; Lewillie em 1968 introduziu a técnica de eletromiografia no meio líquido, a telemetria. CLARYS (1985), compararam o sinal eletromiográfico usando a telemetria e o método tradicional de coletas no meio líquido e encontraram que a amplitude do sinal eletromiográfico foi menor na técnica com a telemetria. Esses mesmos autores relataram que a amplitude do sinal eletromiográfico é menor dentro da água quando comparado com o sinal medido em terra durante a contração máxima. Os ambientes nos quais os indivíduos vivenciam cargas reduzidas são o meio aquático e os vãos espaciais. Estes apresentam alterações neuromusculares semelhantes, principalmente quando os indivíduos estão expostos a um tempo prolongado.

Nas pesquisas de SUGAJIMA et al (1996) demonstraram que a diminuição parcial do peso hidrostático induzido pela imersão na água originou mudanças no recrutamento das unidades motoras. Com a imersão, as unidades motoras de pequeno calibre mostraram aumento no limiar de recrutamento. Já as unidades motoras de grande calibre demonstraram alterações diversas: o músculo Íliopsoas e o Sartório apresentaram um limiar mais baixo para o recrutamento de suas fibras e os músculos reto femoral e tensor da fáscia lata apresentaram um mais alto. CLARYS (1985) e PÖYHÖNEN et al (1999), quando compararam o sinal eletromiográfico entre a água e a terra, observaram que a amplitude do sinal foi menor na água. No entanto, a força não demonstrou diferença significativa.

Os autores destacam duas possibilidades para essa situação. A primeira seria por fatores eletromecânicos causados pelo efeito da água na fixação dos eletrodos ou nos cabos; a segunda seria neurofisiológica: a sensação de menor massa corporal na água afetaria o sistema neuromuscular, especialmente os proprioceptores como o fuso muscular que influenciam nas contrações voluntárias.

A atividade desta estrutura estaria diminuída em condições ambientais diversas. SUGAJIMA et al (1996) acrescentam que o peso hidrostático diminuído no meio líquido ocasiona uma diminuição dos impulsos proprioceptivos para os tendões e para o fuso muscular.

ERVILHA et al (2001) compararam o sinergismo e o padrão do sinal eletromiográfico dos músculos do joelho e do tornozelo durante a marcha subaquática e a em ambiente terrestre. Especificamente, para o bíceps da coxa, no ambiente terrestre este músculo teve um pico de atividade eletromiográfica. Já na caminhada subaquática, teve dois picos de atividade, sendo o último em maior magnitude. Os autores verificaram que a atividade muscular tem níveis de ativação diferente dependendo do meio em que o exercício é realizado. No estudo de PÖYHÖNEN et al (2002), onde foram avaliados o torque, a ativação neural e a área de secção transversa em mulheres após dez semanas de treinamento de resistência na água, observaram que houve um aumento no torque dos músculos extensores e flexores do joelho, aumento da massa magra do Quadríceps e Isquiotibiais e também da atividade eletromiográfica destes músculos.

Outra linha de pesquisa envolvendo o estudo do sinal eletromiográfico no meio líquido inclui as análises na natação. SCOVAZZO et al (1997) analisaram músculos dos membros inferiores durante o nado estilo livre. Fizeram comparações entre indivíduos saudáveis e com ombro doloroso. Os autores observaram diferenças na atividade eletromiográfica durante o nado de sete (deltóide anterior, médio, infraespinhal, subescapular, trapézio superior, rombóide e serrátil anterior) dos doze músculos analisados.

Apesar de algumas dificuldades metodológicas para a coleta do sinal eletromiográfico, estudos foram feitos nesse meio. Poucos autores descreveram a metodologia para isolamento da superfície e dos equipamentos para ulteriores análises. No entanto, BELTRAMI et al (2003) e FIGUEIREDO (2004) apresentaram uma metodologia para isolamento do sistema e coleta de dados no meio líquido com resultados eficientes tanto no isolamento dos equipamentos quanto dos eletrodos. Contribuindo, assim, para melhor compreensão da participação muscular nas atividades aquáticas.

### **3 METODOLOGIA**

#### **3.1 AMOSTRA**

A amostra foi composta por 12 mulheres sem alterações físicas, com idade entre 20 e 23 anos, sedentárias, ou seja, não realizavam atividade física com regularidade.

#### **3.2 PROCEDIMENTOS PARA SELEÇÃO DA AMOSTRA**

Os indivíduos foram convidados através de comunicação oral a participar da pesquisa, como voluntários, comparecendo em data e horários preestabelecidos para a familiarização e coleta dos dados. Antes do início da coleta, todos os sujeitos leram e assinaram o termo de consentimento (Anexo B).

#### **3.3 FAMILIARIZAÇÃO DA AMOSTRA**

Os sujeitos que concordaram em realizar a pesquisa foram instruídos a realizarem três sessões de familiarização com quatro dias de intervalo entre elas para se familiarizarem com o exercício. Esta familiarização na piscina foi realizada nas diferentes situações experimentais.

#### **3.4 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA**

A pesquisa é do tipo *ex post facto* experimental

#### **3.5 INSTRUMENTOS DE MEDIDA**

Foram utilizados os instrumentos do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da UFRGS, do Laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC) e da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM).

### 3.5.1 Ficha de dados individuais

A ficha de dados foi preenchida com dados referentes a idade, nome, massa, estatura, código numérico dos sujeitos e a rotina da coleta, além disso, eram acrescentadas possíveis observações quanto ao andamento da coleta (Anexo A).

### 3.5.2 Balança

O instrumento utilizado para determinação da massa corporal foi uma balança de alavanca da marca FILIZOLA, com resolução de 100 gramas.

### 3.5.3 Estadiômetro

Para medir a estatura foi utilizado um estadiômetro da marca FILIZOLA, constituído de uma escala métrica, com resolução de 1 mm, na qual desliza um cursor que mede a estatura do indivíduo na posição em pé. Esta escala é fixa a uma base apoiada ao solo

### 3.5.4 Metrônomo

Foi utilizado um metrônomo marca WITTNER, modelo Taktell Júnior. Foram gravadas as cadências de 40, 60 e 80 bpm em um cd para posterior reprodução.

### 3.5.5 Aparelho de som

Foi utilizado um aparelho de som da marca *Aiwa* para melhor amplificação do som do metrônomo no ambiente da piscina.

### 3.5.6 Equipamento resistivo

Para a coleta dos dados utilizou-se equipamento resistivo acoplado no tornozelo dos sujeitos. Esse equipamento chama-se *Aquafins* (Figura 5)

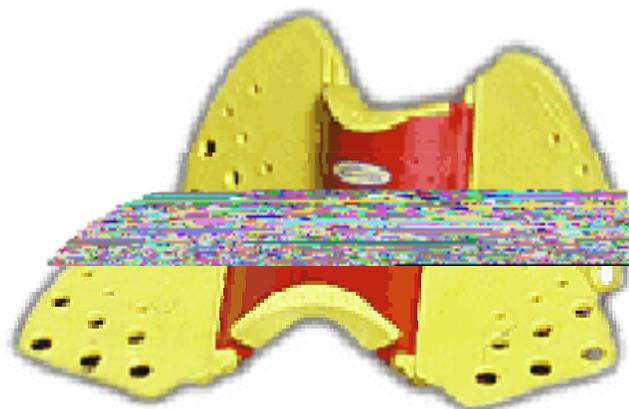


Figura 5: Equipamento resistivo (*Aquafins*) utilizado na coleta dos dados

### 3.5.7 Goniômetro

Foi utilizado um goniômetro da marca Pro Fisiomed para delimitação do ângulo do quadril estabelecido em até 45° graus de flexão. Para esta medida um auxiliar realizava a medida com o sujeito da amostra que já se encontrava no meio líquido.

### 3.5.8 Multímetro

Foi utilizado um multímetro da marca *Sunwa* modelo Sp-110 para medir a resistência inter eletrodos.

### 3.5.9 *Theraband*

Utilizou-se uma *theraband* (fita elástica) amarela com 16 cm de largura presa em barras nas laterais do redutor de profundidade para delimitar a amplitude de

movimento. Escolheu-se a *theraband* por ser um material flexível indolor e de fácil visualização pelos indivíduos.

### 3.5.10 Microcomputador

Os dados coletados foram armazenados em um *notebook* IBM para posterior análise através do *software* SAD 32 (Sistema de Aquisição de Dados)

### 3.5.11 Cinemática

#### 3.5.11.1 Sistema de medição de análise de movimento

Utilizou-se o sistema de vídeo bidimensional (2D) *Peak Performance*, versão 5.3. Este sistema consiste em um computador, monitor de imagens, câmera de vídeo com frequência de amostragem de 60Hz, vídeo cassete super –VHS e lâmpada fria (Figura 1). Antes da coleta de dados biomecânicos, realizava-se a calibração da imagem com uma medida conhecida (haste de ferro). Esta haste era posicionada na área da filmagem antes do início das filmagens da coleta.

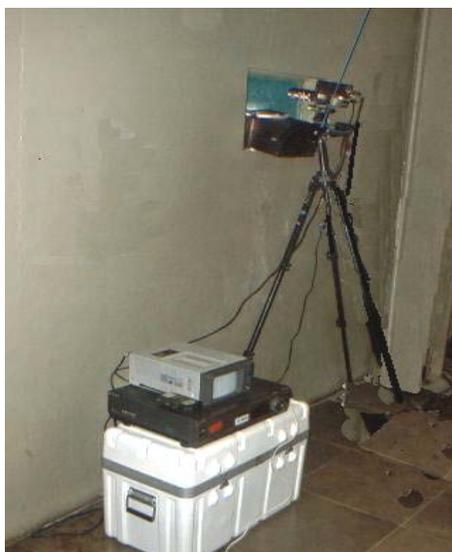


Figura 1: Equipamentos de filmagem no visor subaquático

### 3.5.11.2 Fitas reflexivas

Foi utilizada fitas reflexivas adesivas de 2cm de diâmetro nos pontos anatômicos do trocanter maior do quadril, epicôndilo femoral lateral e maléolo lateral do tornozelo na perna esquerda.

### 3.5.12 Eletromiografia

#### 3.5.12.1 Eletromiógrafo

Foi utilizado um eletromiógrafo portátil da marca *Paromed Medizintechnik GMBH* (Figura 2): A coleta de dados foi realizada no *Data Logger System* de 8 canais; a energia foi fornecida por um sistema de baterias *Typ: Accumulator Nr: DLS-A-0012*, e os dados acumulados em um *Memory card* tipo SRAM 2MB, com comunicação entre o *Data Logger* e o computador por um *Serial Port Cable DLS-A-0010*. O sistema de coleta de dados opera a uma frequência de amostragem de até 1000 Hz. O cabo possui um pré-amplificador com ganho de 100 e pode ser reamplificado no *Data Logger* pelos fatores 1, 2, 4 e 8. Para esta coleta utilizou-se a amplificação pelo fator 8. O eletromiógrafo é acionado por telemetria.

#### 3.5.12.2 Eletrodos

Os eletrodos utilizados foram da marca *Tyco Healthcare*, Mini Medi-Trace 100, Kendall Medtrace, com raio de 15mm em cada eletrodo, com configuração bipolar e pré amplificados (Figura 3).



Figura 2: Eletromiografo portátil com o isolamento

#### 3.5.12.3 Isolamento do eletromiógrafo

O eletromiógrafo foi isolado em um recipiente plástico com furos nas laterais para a saída dos cabos. Este recipiente foi preso por uma fita *Velcron* a um equipamento de flutuação que recebia o recipiente plástico com o eletromiógrafo, conforme metodologia descrita por Figueiredo (2004) (Figura 2).

#### 3.5.12.4 Adesivos oclusivos

Foram utilizados adesivos oclusivos da marca 3M (Tegaderm 1624W, de 6cm x 7cm) que foram aplicados sobre os eletrodos e pele impedindo assim o contato da água com o equipamento.



Figura 3: eletrodos com silicone e adesivos oclusivos

#### 3.5.12.5 Silicone

Para melhorar o isolamento dos eletrodos, na saída dos cabos dos mesmos foi acrescentado cola de silicone (Loctite Super Flex).

#### 3.5.12.6 Alinhamento da cinemática com a eletromiografia

O eletromiógrafo portátil apresentava um cabo extra com um *led* acoplado em sua extremidade. Este *led* piscava no momento em que era acionado o eletromiógrafo e estava posicionado de maneira a aparecer na filmagem da coleta.

#### 3.5.13 Local de coleta

##### 3.5.13.1 Piscina com visor subaquático

A piscina realizada para a pesquisa possui dimensões de 25x16x2m. Em suas laterais existem visores subaquáticos. Os visores estavam posicionados a uma distância de 1,60m do chão do Centro Natatório, o que correspondia a 1 m do fundo da piscina. Neste visor era possível posicionar a câmera de vídeo e a lâmpada para filmar o movimento com boa visualização dos pontos anatômicos.

### 3.5.13.2 Redutor de profundidade

No fundo da piscina utilizou-se um redutor de profundidade com o objetivo de possibilitar que os sujeitos realizassem o exercício em ortostase com o nível da água em torno do apêndice xifóide. O redutor possuía uma escada como mostra a Figura 4, para que os indivíduos entrassem na piscina facilmente. O redutor estava firmemente fixado com hastes de concreto e anilhas.



Figura 4: redutor de profundidade posicionado no fundo da piscina

## 3.6 VARIÁVEIS

### 3.6.1 Variáveis dependentes

Como variáveis dependentes, considera-se a atividade muscular e a velocidade angular. A atividade muscular foi obtida através da média do valor *RMS* dos músculos reto femoral e do bíceps femoral durante a execução das situações experimentais no movimento de flexão e extensão do quadril. A velocidade angular foi obtida pela cinemática caracterizando a fase de flexão e extensão e é representada em graus por segundo.

### 3.6.2 Variáveis independentes

Como variáveis independentes, há a velocidade de execução dos exercícios estabelecido pelo metrônomo e a resistência ao avanço.

### 3.6.3 Tratamento das variáveis independentes

A velocidade de execução dos exercícios no movimento de flexão e extensão do quadril foi realizada pelos sujeitos em cadência estabelecida por um metrônomo. As cadências foram de 40, 60 e 80 bpm e na máxima velocidade que os indivíduos pudessem realizar.

A resistência ao avanço era analisada quando se utilizou e não o equipamento resistivo da marca *Aquafins*. Este foi acoplado ao tornozelo dos sujeitos.

### 3.6.3 Variável de controle

Amplitude de movimento: a amplitude de movimento foi demarcada em 45° de flexão do quadril esquerdo.

## 3.7 PROCEDIMENTO DA COLETA DOS DADOS

Os voluntários compareceram ao Centro Natatório Professor Frederico Guilherme Gaelzer da ESEF – UFRGS em dias e horários pré-estabelecidos e foram informados do objetivo do estudo.

### 3.7.1 Caracterização da amostra

Preencheu-se a ficha de dados individuais, indicando a data de nascimento, a medida da massa e estatura (Anexo A).

### 3.7.2 Preparação da pele e colocação dos eletrodos

Para a colocação dos eletrodos, foi feito a depilação da pele, abrasão com algodão e álcool para retirar a células mortas e diminuir a impedância da pele. A resistência foi posteriormente medida com o multímetro e estabeleceu-se um valor menor de 4k para obter um sinal eletromiográfico com menor ruído (MASUMOTO et al 2004). Caso a resistência permanecesse alta, o procedimento acima descrito era repetido. Os eletrodos foram posicionados no ventre muscular dos músculos reto femoral à meia distância entre a espinha íliaca antero superior e a patela, de acordo com as recomendações de PINCIVERO et al (2000) e no ventre muscular do músculo bíceps femoral lateralmente na perna esquerda (HOF et al, 2002). A distância intereletrodo foi de 30mm do centro do eletrodo e o terra foi posicionado na clavícula

### 3.7.3 Isolamento dos eletrodos

Após, foram colocados os adesivos oclusivos sobre os eletrodos para garantir o isolamento com a água e evitar ruídos no sinal. Na saída dos cabos foi acrescentado cola de silicone para total impermeabilização do sistema, conforme metodologia descrita por FIGUEIREDO (2004). Os cabos dos eletrodos foram fixos na pele com fita adesiva para minimizar as interferências no sinal que podem ocorrer devido ao movimento dos mesmos. O ganho estipulado para as coletas dos dados eletromiográfico foi de 800 (100 no pré amplificador e 8 vezes no Datallogger).

### 3.7.4 Contração voluntária máxima (CVM)

Precedendo a entrada dos sujeitos na piscina, realizou-se a coleta da contração voluntária máxima. Para o músculo reto femoral, os sujeitos estavam posicionados em sedestração e realizaram a extensão do joelho contra resistência manual. Para o músculo bíceps femoral os indivíduos estavam em ortostase e realizaram a extensão do quadril contra resistência. Em ambas coletas foi realizada

a contração por cinco segundos (DE LUCA, 1997). O sinal eletromiográfico foi analisado entre os tempos 2 e 4. Os valores *RMS* obtidos da CVM foram utilizados para normalizar os dados das diferentes situações experimentais.

### 3.7.5 Posicionamento dos sujeitos na piscina

Antes da entrada dos indivíduos foram colados fitas reflexivas no trocânter maior, epicôndilo femoral lateral e maléolo lateral da perna esquerda. Quando os indivíduos estavam na piscina, foram posicionados de maneira a ficar centralizado na imagem captada pela câmera. Para auxiliar no posicionamento dos sujeitos, na borda da piscina foram colocadas marcas delimitadoras. Realizou-se também a medição do ângulo do quadril da perna a  $45^{\circ}$  com auxílio do goniômetro dentro da água e dos indivíduos que estavam reponsáveis pela filmagem. Após, posicionava-se a *theraband*, com base nessa medida para delimitar o movimento. Na piscina além do sujeito da amostra, encontrava-se uma pessoa que auxiliava a estabilizar o movimento no momento de execução do exercício, orientava quanto a rotina da coleta e controlava o eletromiógrafo. O indivíduo ajudante apoiava a amostra pela lateral direita e além disto havia uma barra de concreto no lado direito possibilitando o apoio desta com a mão direita.

### 3.7.6 Posicionamento dos equipamentos

A coleta foi realizada na água a 5 metros da borda da piscina. A câmera estava posicionada no visor subaquático conectada ao monitor e ao vídeo cassete. Nesta posição, a câmera estava localizada lateralmente ao plano de execução do movimento. Para visualizar as fitas reflexivas, foi utilizada uma lâmpada fria para melhorar o contraste delas e facilitar a análise cinemática. Na borda da piscina, próximo ao local da coleta, estava o aparelho de som juntamente com o controle do eletromiógrafo.

### 3.7.7 Coleta dos dados

Quando todos os pré-requisitos foram cumpridos, iniciava-se a execução do exercício juntamente com a aquisição do sinal eletromiográfico e a filmagem do movimento. O exercício realizado foi a flexão e a extensão do quadril com o joelho estendido e pé na posição neutra até o ângulo de 45° delimitado pela *theraband*.

Foram realizados oito repetições sem intervalo entre elas, em cada situação experimental. A velocidade de execução dos exercícios foi baseada no metrônomo nas cadências de 40, 60 e 80 bpm. Além destas, solicitou-se aos indivíduos realizarem os exercícios na máxima velocidade, com encorajamento verbal. Após, colocou-se o equipamento resistivo e repetiram-se as mesmas cadências. A ordem de execução iniciou com os exercícios pela cadência de 40 bpm seguindo para 60, 80 bpm e por fim, a máxima velocidade, primeiramente sem equipamento e depois utilizando.

O intervalo entre cada série foi de dois minutos com o objetivo de evitar a fadiga (KUBO et al, 2004). Para o alinhamento da cinemática e do eletromiógrafo, o *led* estava fixo em uma barra do redutor de profundidade e posicionado no campo de visão da filmagem, no mesmo local onde o indivíduo estava executando o movimento. Na imagem gravada aparece o sinal luminoso ao início de cada série de movimento. Este *led* piscava quando o eletromiógrafo era acionado.

## 3.8 TRATAMENTO DOS DADOS

### 3.8.1 Dados cinemáticos

As imagens foram capturadas pelo sistema de filmagem. Os dados capturados foram digitalizados no sistema de análise *Peak Motus V 5.0*. Foram retirados os valores de velocidade de cinco repetições centrais (excluíram-se as duas primeiras e a última).

Além destas medidas biomecânicas pela cinemática foram obtidos também os tempos de início e final da execução de cada cadência nas situações sem e com

equipamento para cada indivíduo. Para a aquisição destes tempos utilizou-se o cronômetro (com segundos e quadros) presente no monitor de vídeo. Estes tempos foram utilizados no programa SAD para realizar o recorte do sinal eletromiográfico correspondente àquela situação. Cada situação foi dividida em duas fases: tempo do início e final da fase ascendente (correspondente flexão e a atividade do reto femoral) e início e final da fase descendente (corresponde extensão e a atividade do bíceps femoral).

As cadências do metrônomo foram transformadas em graus por segundo, assim, 40 bpm corresponde a 30°/seg, 60 bpm a 45°/seg e 80bpm a 60°/seg e foram denominados de velocidade teórica. Então, os dados de velocidade angular, correspondente às cinco repetições foram filtrados (excluídos ou não) com base no seguinte critério: estes cinco valores de velocidade angular que não excederam em mais ou menos 5°/seg a velocidade teórica (são os bpm transformados em graus por segundo) foram mantidos e obtidos valores médios para cada indivíduo referentes a flexão e extensão do quadril das quatro cadências sem e com equipamento resistivo.

### 3.8.2 Dados eletromiográficos

O sinal captado pelo eletromiógrafo foi gravado em um microcomputador para posterior análise no programa Sistema de Aquisição dos Dados (SAD) v 3. Primeiramente retirou-se os ganhos do sinal nos arquivos brutos, após, fez-se a remoção dos componentes contínuos, utilizou-se filtros do tipo Butterworth com frequência de corte entre 20 e 450 Hz de 5ª. ordem e Remove Picos Automático.

Para cada indivíduo e em cada situação obteve-se o valor *RMS* corresponde a cada uma das oito repetições. Foi feita uma média das cinco repetições centrais (descartaram-se as duas primeiras e a última). Para realizar esta média, levou-se em consideração as repetições que mantiveram as velocidades angulares sem muita variação, conforme explicado no item 3.8.1. Descartaram-se, ainda, das cinco repetições realizadas, as que apresentaram os valores de velocidade angular fora do limite pré estabelecido ( $\pm 5^\circ/\text{seg}$  em relação a velocidade teórica) para cada

indivíduo. Então para cada indivíduo tem-se um valor médio (composto pelas repetições que não extrapolaram os critérios), eliminado assim a variação intrasujeito. Com base nessas repetições excluídas, o sinal eletromiográfico passou pelo mesmo tipo de filtragem.

Realizaram-se os recortes das curvas nos tempos pré-estabelecidos pela cinemetria. Destes recortes utilizou-se o valor *RMS* como representativo do sinal da fase de flexão (correspondente a atividade do reto femoral) e de extensão (correspondente a atividade do bíceps femoral).

As curvas do sinal correspondente às contrações voluntárias máximas passaram pelos mesmos procedimentos de filtragem descritos acima. O tempo de contração foi de cinco segundos e foi feito recorte no sinal entre os tempos dois a quatro segundos retirando o valor *RMS* (McNULTY et al, 2004 e MASUMOTO et al, 2004). Estes valores foram utilizados para realizar a normalização das curvas das coletas. Os valores do sinal eletromiográfico foram normalizados pelos valores obtidos da contração voluntária máxima, por isso, estarão representados no texto como percentual da CVM (%CVM).

### 3.9 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

Durante a análise do sinal eletromiográfico, foi possível identificar a perda do sinal e ruídos que não representavam a atividade muscular. Nesses casos, o sinal era descartado.

## 3.10 DESENHO EXPERIMENTAL

Exercício	Tratamento	Músculos
A	X <sub>1</sub>	O <sub>1</sub> O <sub>2</sub>
B	X <sub>1</sub>	O <sub>1</sub> O <sub>2</sub>
C	X <sub>2</sub> X <sub>3</sub> X <sub>4</sub> X <sub>5</sub> X <sub>6</sub> X <sub>7</sub> X <sub>8</sub> X <sub>9</sub>	O <sub>1</sub> O <sub>2</sub>

Nota: A=CVM do músculo reto femoral; B=CVM do músculo bíceps femoral; C= exercício de flexão e extensão do quadril; X<sub>1</sub>= tratamento 1, contração máxima contra resistência; X<sub>2</sub>= exercício na velocidade de 40bpm sem equipamento; X<sub>3</sub>= exercício na velocidade de 60bpm sem equipamento; X<sub>4</sub>= exercício na velocidade de 80bpm sem equipamento; X<sub>5</sub>= exercício na velocidade máxima sem equipamento; X<sub>6</sub>= exercício na velocidade de 40bpm com equipamento; X<sub>7</sub>= exercício na velocidade de 60bpm com equipamento; X<sub>8</sub>= exercício na velocidade de 80bpm com equipamento; X<sub>9</sub>= exercício na velocidade máxima com equipamento; O<sub>1</sub>= medidas da musculatura do reto femoral; O<sub>2</sub>= medidas da musculatura do bíceps femoral.

### 3.11 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Foi utilizada a estatística descritiva. A partir dos dados coletados e tabulados, executou-se os testes estatísticos para observar a variação do sinal eletromiográfico ao longo das diversas situações experimentais. Para a estatística utilizou-se os valores de %CVM. A fim de determinar a normalidade do grupo e a homogeneidade das variâncias foi realizado o teste de Kolmogorov – Smirnov e de Levene respectivamente. Foi escolhido o teste de Kolmogorov – Smirnov porque ele utiliza a mediana para calcular a normalidade, sendo menos tendencioso. Os testes utilizados para comparar o sinal eletromiográfico entre as diferentes cadências sem equipamento resistivo e com equipamento resistivo foi o Anova *one way* de medidas repetidas. O Anova foi complementado com o teste LSD (*Least Significant Difference*) por ser indicado para amostras de pequeno tamanho (JACQUES, 2003). Para verificar o efeito do equipamento foi utilizado o teste-t pareado entre as mesmas cadências. Nas análises de velocidade angular realizou-se também um teste-t pareado para compara a velocidade teórica de execução com a adquirida pela cinemática e para verificar o efeito do equipamento nesta variável. Foi realizado também o teste de correlação de Pearson para verificar o nível de associação entre a variável velocidade angular e amplitude do sinal eletromiográfico. Observa-se que os testes estatísticos para a variável do sinal eletromiográfico consideraram para sua análise a situação onde não ocorreu perda de informação, por isso nos resultados do teste o número da amostra apresenta valor distinto do número da amostra inicial. No entanto, para a variável velocidade angular o cálculo das médias e desvios padrão estão baseados no número total da amostra. O nível de significância adotado neste estudo foi de 5% ( $p < 0,05$ ). Todos os testes foram realizados no programa estatístico SPSS V11 (*Statistical Package for Social Sciences*)

## 4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

### 4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Com a finalidade de caracterizar a amostra, a Tabela 1 apresenta os resultados médios e de variabilidade (desvios padrão, valor mínimo e máximo) das variáveis idade, estatura, massa corporal e tamanho da amostra.

Tabela 1 - Médias, desvios padrões ( $\sigma$ ), valores máximos e mínimos das variáveis antropométricas que caracterizam a amostra.

Variáveis (n=12)	Média	$\sigma$	Máximo	Mínimo
Idade (anos)	21,3	$\pm 1,3$	23,0	20,0
Estatura (cm)	161,6	$\pm 6,7$	171,5	150,0
Massa corporal (kg)	55,9	$\pm 6,2$	64,0	47,5

### 4.2 NORMALIDADE E DISTRIBUIÇÃO DOS DADOS

As variáveis dependentes velocidade angular e atividade muscular em cada situação experimental foram testadas em relação a sua normalidade e homogeneidade. Os resultados apresentados na Tabela 2 apontam para uma distribuição normal e homogênea, com exceção da atividade muscular e da velocidade angular na cadência de 80bpm do músculo bíceps femoral sem equipamento, e da atividade muscular na cadência de 60bpm do músculo reto femoral sem equipamento. Como grande parte das situações apresentou índice de significância maior que 0,05, foram utilizados os testes paramétricos para analisar os resultados obtidos (PESTANA e GAGEIRO, 1998).

Tabela 2 - Índice de significância dos testes de normalidade (Kolmogorov-Smirnov) e de homogeneidade (Levene) em cada situação experimental para as variáveis atividade muscular e velocidade angular ( $p>0,05$ ).

Variáveis	Normalidade				Homogeneidade	
	Reto femoral		Bíceps femoral		Reto femoral	Bíceps femoral
	Sem equip	Com equip	Sem equip	Com equip		
<i>Atividade muscular</i>						
Cadência 40 bpm	0,20	0,20	0,20	0,15	0,44	0,78
Cadência 60 bpm	0,04	0,20	0,20	0,10	0,57	0,33
Cadência 80bpm	0,20	0,20	0,03	0,20	0,08	0,56
Cadência máxima	0,20	0,20	0,20	0,20	0,42	0,58
<i>Velocidade angular</i>						
Cadência 40 bpm	0,20	0,20	0,20	0,20	0,86	0,93
Cadência 60 bpm	0,05	0,20	0,20	0,20	0,40	0,26
Cadência 80bpm	0,20	0,20	0,00	0,20	0,97	0,51
Cadência máxima	0,18	0,20	0,20	0,20	0,42	0,95

Nota: sem equip=sem equipamento; com equip=com equipamento

### 4.3 APRESENTAÇÃO DOS DADOS

#### 4.3.1 Velocidade do movimento

Na descrição dos dados de velocidade angular existem sinais característicos, e estes indicam, somente, a direção do movimento. Por convenção, o movimento de retorno à posição neutra, ou seja, a extensão da perna, apresenta os valores positivos e a flexão os valores negativos. Estes dados de velocidade angular foram calculados através da cinemetria. No Anexo G encontram-se os valores de velocidade angular com os mesmos indivíduos que participaram da análise estatística do sinal eletromiográfico.

Tabela 3 - Médias, desvios padrão ( $\sigma$ ) e resultados do teste-t pareado das velocidades angulares nas quatro cadências na fase de flexão sem e com equipamento ( $p < 0,05$ ).

	Flexão				
	Sem equipamento		Com equipamento		p
	Média (°/seg)	$\sigma$	Média (°/seg)	$\sigma$	
Cadência 40 bpm	-33,4	$\pm 6,3$	-34,1	$\pm 6,2$	0,75
Cadência 60 bpm	-49,0	$\pm 6,7$	-49,6	$\pm 6,5$	0,87
Cadência 80 bpm	-68,0	$\pm 9,3$	-69,9	$\pm 10,3$	0,47
Cadência máxima	-139,9	$\pm 30,3$	-104,8	$\pm 15,6$	0,00

A primeira análise realizada foi verificar se o acréscimo do equipamento resistivo influenciou na velocidade angular do movimento. Para tal, realizou-se um teste-t pareado entre as duas situações. Os resultados demonstraram que houve diferenças estatisticamente significativas entre as situações na fase de flexão na cadência máxima (sem equipamento:  $-139,95^\circ/\text{seg} \pm 30,38$ ; com equipamento:  $-104,8^\circ/\text{seg} \pm 15,61$ ) e na extensão na cadência de 40 bpm (sem equipamento:  $35,09^\circ/\text{seg} \pm 4,51$ ; com equipamento:  $38,20^\circ/\text{seg} \pm 5,5$ ) e na cadência máxima (sem equipamento:  $138,01^\circ/\text{seg} \pm 30,97$ ; com equipamento:  $95,62^\circ/\text{seg} \pm 27,58$ ) ( $p < 0,05$ ) (Tabelas 3 e 4 e Anexo D).

Observando esses resultados, percebe-se que a velocidade máxima sem equipamento obteve os maiores valores tanto na fase de flexão como na de extensão. Quando se comparam os valores de velocidade angular da situação com equipamento com os valores da situação sem, torna-se evidente que sem o uso de equipamento os indivíduos conseguiram realizar o movimento com maior velocidade. Salienta-se que em ambas situações foi solicitado aos sujeitos executarem o exercício na máxima velocidade possível. Portanto, o uso do equipamento que ocasionou aumento da resistência ao avanço do exercício, teve influência importante na velocidade de execução do exercício. Por essa razão, os indivíduos não mantiveram a mesma velocidade da situação sem equipamento, esta diminuindo consideravelmente.

Tabela 4 - Médias, desvios padrão ( $\sigma$ ) e resultados do teste-t pareado das velocidades angulares nas quatro cadências na fase de extensão sem e com equipamento ( $p < 0,05$ ).

	Extensão				
	Sem equipamento		Com equipamento		p
	Média (°/seg)	$\sigma$	Média (°/seg)	$\sigma$	
Cadência 40 bpm	35,0	$\pm 4,5$	38,2	$\pm 5,5$	0,01
Cadência 60 bpm	51,3	$\pm 4,1$	50,1	$\pm 6,6$	0,56
Cadência 80 bpm	66,3	$\pm 10,2$	67,0	$\pm 9,3$	0,83
Cadência máxima	138,0	$\pm 30,9$	95,6	$\pm 27,5$	0,00

POYHONEN et al (2002) analisaram o efeito de um treinamento no meio líquido e utilizaram como incremento de carga, além da velocidade máxima, o uso de equipamento resistivo (*Hydro-boots*) em dois tamanhos. Os resultados da pesquisa referente a velocidade angular corroboram com os do presente estudo no que se refere a influência do equipamento. Os autores observaram valores de velocidade angular médio (flexão e extensão) sem equipamento de  $(420 \pm 2)^\circ/\text{seg}$  e de  $(162 \pm 2)^\circ/\text{seg}$  com o uso do equipamento quando o movimento de flexão e extensão do joelho era executado na máxima velocidade. Em outra pesquisa, POYHONEN et al (2001) analisaram o movimento de flexão e extensão do joelho sem intervalo realizado com máxima velocidade. Os autores encontraram valores incrivelmente altos de velocidade angular na situação sem equipamento de  $(458 \pm 8)^\circ/\text{seg}$  para a extensão e  $(364 \pm 4)^\circ/\text{seg}$  para a flexão do joelho em mulheres. Utilizando equipamento (*Hydro-boots*), os valores de extensão foram de  $(193 \pm 7)^\circ/\text{seg}$  e para a flexão foram de  $(168 \pm 6)^\circ/\text{seg}$ . No presente trabalho comportamento semelhante foi observado ao acrescentar equipamento. Na situação sem equipamento os valores de velocidade angular foram -na flexão:  $(-139,35 \pm 30,3)^\circ/\text{seg}$ ; na extensão de  $(138,01 \pm 30,9)^\circ/\text{seg}$  superiores aos da situação com equipamento -flexão  $(-104,8 \pm 15,61)^\circ/\text{seg}$ ; extensão:  $(95,62 \pm 27,58)^\circ/\text{seg}$  para as

duas fases analisadas. Essa diminuição dos valores de velocidade angular devido ao uso do equipamento ocorreram devido ao aumento da área. Este aumento ocasiona uma maior quantidade de água a ser deslocada e conseqüentemente o aumento da resistência ao avanço.

Estas diferenças nos valores de velocidade angular entre a pesquisa dos autores anteriormente citados e este estudo, podem ter acontecido devido as características dos dois movimentos. Nas duas pesquisas anteriores o movimento era a flexão e extensão do joelho e nesta o movimento compreendia a flexão e extensão do quadril, além de o movimento ser distinto, o quadril apresenta maior área do que a da perna, tornando assim o exercício mais difícil. Provavelmente por isso os valores de velocidade angular na situação sem e com equipamento são comparativamente menores entre os dois movimentos. Outra análise pode ser observada. Os valores de velocidade angular tiveram uma diminuição significativa ao usar o equipamento nas duas pesquisas e no presente estudo. Porém na pesquisa dos autores citados houve maiores diferenças. Essa maior diminuição dos valores pode ser devido as características do equipamento utilizado. Provavelmente a *hidro-boots* apresente maior arrasto (devido as características do material) que o *Aquafins*, este proporciona maior resistência ao avanço. Devido a isso, neste estudo, a diminuição da velocidade pelo uso do equipamento, apesar de significativa, não ocorreu na mesma magnitude que nos estudos anteriormente citados.

Com a finalidade de verificar se os indivíduos realizaram o movimento de acordo com a velocidade teórica (item 3.8.1), foi efetuado um comparativo com as velocidades obtidas pela cinemática utilizando-se um teste-t pareado. Os resultados descritos na Tabela 5 demonstraram que para o movimento de flexão quando se comparou a cadência teórica com a obtida pela cinemática, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas em quase todas as análises, com exceção da cadência 60 bpm e 80 bpm com equipamento. Para a fase de extensão houve diferença em quase todas, com exceção da cadência de 60 bpm com equipamento e 80 bpm sem equipamento quando comparadas com as respectivas velocidades teóricas.

Estes resultados demonstraram que os indivíduos na fase de flexão conseguiram manter o ritmo estabelecido pelo metrônomo em quase todas as situações descritas. Já, na extensão, a discrepância entre o ritmo do metrônomo e as velocidades obtidas pela cinemática (executadas pelos sujeitos) foi maior em quase todas situações experimentais.

Tabela 5 - Resultado do teste t pareado entre a velocidade teórica e a velocidade obtida pela cinemática ( $p < 0,05$ ).

		Flexão		Extensão	
		t	Sig	t	Sig
Par 1	Cadência 40 sem equipamento	-1,59	0,14	3,74	0,00
	Velocidade teórica a 30°/Seg				
Par 2	Cadência 40 com equipamento	-1,99	0,08	4,80	0,00
	Velocidade teórica a 30°/Seg				
Par 3	Cadência 60 sem equipamento	-2,02	0,07	5,11	0,00
	Velocidade teórica a 45°/Seg				
Par 4	Cadência 60 com equipamento	-3,11	0,01	2,36	0,05
	Velocidade teórica a 45°/Seg				
Par 5	Cadência 80 sem equipamento	-1,95	0,08	2,06	0,07
	Velocidade teórica a 60°/Seg				
Par 6	Cadência 80 com equipamento	-3,11	0,01	2,38	0,04
	Velocidade teórica a 60°/Seg				

Estes resultados podem ter ocorrido pela mudança na direção do movimento. No início das fases de flexão e extensão de um movimento sem intervalo, a perna se opõe às forças de resistências causadas pela turbulência e no final da fase esse fluxo vem a auxiliar o movimento da perna. Neste trabalho, na fase de flexão, o movimento é também assistido pelo empuxo. No entanto, na fase de extensão, o movimento é perpendicular ao componente de força do empuxo, ocasionando maior dificuldade neste movimento (POYHONEN et al, 2001). Provavelmente devido a essas condições na fase de extensão, os sujeitos

empregaram mais força para vencer essa resistência, não conseguindo manter o ritmo que era estabelecido pelo metrônomo. Além disso a capacidade de produção de força dos ísquios (bíceps) é menor que o quadríceps

Ao final, por essa análise, verificou-se que ao dobrar a cadência do metrônomo (de 40bpm para 80bpm), o comportamento da velocidade angular (executada pelos indivíduos) foi o esperado, ou seja, aumentou em torno de 100% (flexão sem equipamento a 40bpm:  $-33,45 \pm 6,32$  e a 80bpm:  $-68,02 \pm 9,36$ ; com equipamento a 40bpm:  $-34,14 \pm 6,21$  e a 80bpm:  $-69,93 \pm 10,30$ . Extensão sem equipamento a 40bpm:  $35,09 \pm 4,51$  e a 80bpm:  $66,36 \pm 10,25$ ; com equipamento a 40bpm:  $38,20 \pm 5,5$  e a 80bpm:  $67,03 \pm 9,37$ ) (Tabelas 3 e 4). Esses resultados demonstraram que em muitas vezes os indivíduos não mantiveram a velocidade teórica do metrônomo, porém, conseguiram aumentar a velocidade na mesma proporção que o orientador sonoro.

#### 4.3.2 Sinal eletromiográfico

Neste item serão demonstrados os resultados dos testes estatísticos utilizados para analisar a variável atividade muscular. Os valores médios e desvios padrão utilizados na análise dos dados estão representados nas Tabelas e Figuras 6 e 7 .

Tabela 6 - Médias, desvios padrão ( $\sigma$ ) (%CVM), tamanho da amostra (n), resultado do teste de medidas repetidas e *post hoc* LSD do músculo reto femoral nas quatro cadências e nas situações sem e com equipamento ( $p < 0,05$ ).

Cadências	Reto femoral					
	Sem equipamento			Com equipamento		
	Média	$\sigma$	n	Média	$\sigma$	n
40 bpm	15,36 <sup>a</sup>	$\pm 4,42$	7	22,09 <sup>a</sup>	$\pm 5,44$	6
60 bpm	19,78 <sup>a,b</sup>	$\pm 12,00$	7	29,68 <sup>b</sup>	$\pm 3,57$	6
80 bpm	22,48 <sup>b</sup>	$\pm 8,97$	7	42,35 <sup>b</sup>	$\pm 13,87$	6
Cadência máxima	63,42 <sup>c</sup>	$\pm 20,67$	7	75,14 <sup>c</sup>	$\pm 30,39$	6

Letras diferentes na coluna representam valores estatisticamente diferentes ( $p < 0,05$ )

Os valores médios representativos do músculo reto femoral da situação sem equipamento foram  $15,36 \pm 4,42$  na cadência de 40 bpm,  $19,78 \pm 12,0$  na cadência de 60bpm,  $22,48 \pm 8,97$  na cadência de 80bpm e  $63,42 \pm 20,67$  na cadência máxima. Na situação com equipamento foram  $22,09 \pm 5,44$ ,  $29,68 \pm 3,57$ ,  $42,35 \pm 13,87$  e  $75,14 \pm 30,39$  respectivamente. Na Figura 6 está a representação gráfica destes valores e a sua diferença estatisticamente significativa, através de letras romanas diferentes.

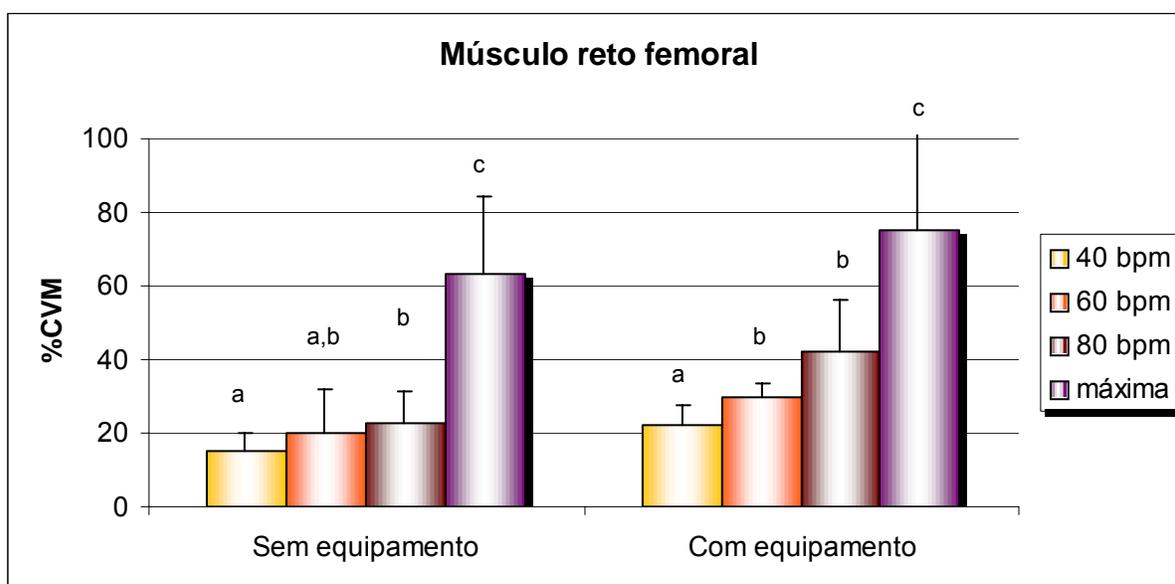


Figura 6: Representação gráfica do percentual de ativação da CVM do músculo reto femoral entre as quatro cadências nas situações com e sem equipamento resistivo. Nota: letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas em cada situação (sem e com equipamento).

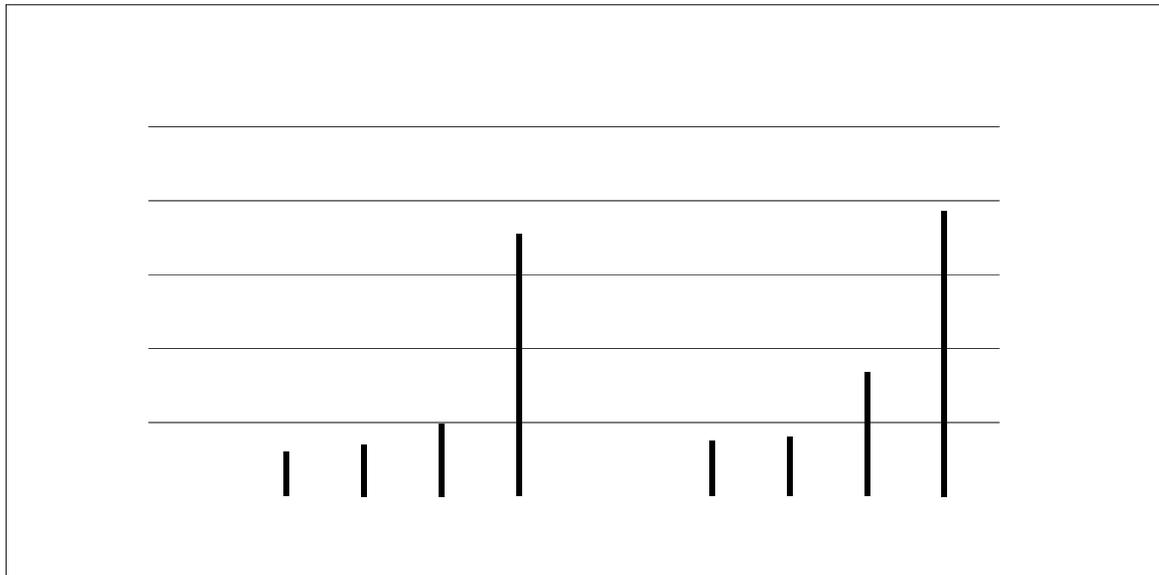
Na Tabela 7 e na Figura 7 estão representados os valores médios do %CVM do músculo bíceps femoral e a representação das diferenças significativas através das diferentes letras romanas.

Tabela 7 – Médias, desvios padrão ( $\sigma$ ) (%CVM), tamanho da amostra (n) e resultado do teste de medidas repetidas e *post hoc* LSD do músculo bíceps femoral nas quatro cadências e nas situações sem e com equipamento ( $p < 0,05$ ).

Bíceps femoral						
Cadências	Sem equipamento			Com equipamento		
	Médias	$\sigma$	n	Médias	$\sigma$	N
40 bpm	13,47 <sup>a</sup>	$\pm 7,76$	5	16,48 <sup>a</sup>	$\pm 7,75$	5
60 bpm	15,40 <sup>a</sup>	$\pm 8,05$	5	17,40 <sup>a</sup>	$\pm 5,63$	5
80 bpm	21,07 <sup>a</sup>	$\pm 12,49$	5	34,93 <sup>b</sup>	$\pm 14,27$	5
Cadência máxima	72,46 <sup>b</sup>	$\pm 21,26$	5	78,76 <sup>c</sup>	$\pm 17,14$	5

Letras diferentes na coluna representam valores estatisticamente diferentes ( $p < 0,05$ )

Na situação sem equipamento os valores foram de  $13,47 \pm 7,76$  para a cadência de 40bpm,  $15,40 \pm 8,05$  na cadência de 60bpm,  $21,07 \pm 12,40$  na cadência de 80 bpm e  $72,46 \pm 21,26$  na cadência máxima. Na situação com equipamento os valores médios foram de  $16,48 \pm 7,75$ ,  $17,40 \pm 5,63$ ,  $34,93 \pm 14,27$  e  $78,76 \pm 17,17$  respectivamente.



#### 4.3.2.1 Efeito das cadências sem equipamento resistivo

O teste Anova *one way* de medidas repetidas verificou o efeito das cadências no percentual de ativação do sinal eletromiográfico. Pode-se afirmar, pelos seus resultados, que existem diferenças estatisticamente significativas quando se variou a velocidade de execução dos exercícios para os dois músculos analisados ao realizar o movimento sem equipamento (Tabelas 6 e 7 e Anexos E) ( $p < 0,05$ ).

Para complementar esse resultado foi utilizado o teste *post hoc* de *Least Significant Difference*. O resultado do teste para o músculo reto femoral demonstrou existir diferenças estatisticamente significativas entre as cadências de 40 bpm ( $15,36 \pm 4,42$ ), de 60 ( $19,78 \pm 12,0$ ) e de 80 bpm ( $22,48 \pm 8,97$ ) com a máxima ( $63,42 \pm 20,67$ ) e entre a cadência de 40 bpm ( $15,36 \pm 4,42$ ) e de 80 bpm ( $22,48 \pm 8,97$ ). Para o músculo bíceps femoral, observaram-se diferenças estatisticamente significativas entre as cadências de 40 bpm ( $13,47 \pm 7,76$ ) de 60 bpm ( $15,40 \pm 8,05$ ) de 80 bpm ( $21,07 \pm 12,49$ ) quando comparadas com a máxima ( $72,46 \pm 21,26$ ). Os resultados estão descritos na Tabelas e Figuras 6 e 7 e no Anexo F.

Em relação à variação da cadência, os resultados deste trabalho referentes ao sinal eletromiográfico, corroboram com os dados de pesquisas prévias. Existem trabalhos que investigaram os efeitos da variação da velocidade na amplitude do sinal eletromiográfico em terra como MARSH et al (1995), HOF et al (2002), WARREN et al (2004), OTTER et al (2004), e no meio líquido como MIYOSHI et al (2004), MASUMOTO et al (2004), FIGUEIREDO (2004).

Na pesquisa de MIYOSHI et al (2004), por exemplo, avaliou-se a amplitude do sinal eletromiográfico de músculos dos membros inferiores na caminhada em terra e na água em diferentes velocidades. Os resultados demonstraram que com o aumento da velocidade o músculo Gastrocnêmico medial e Bíceps femoral aumentaram a amplitude do sinal eletromiográfico com o aumento da velocidade na caminhada em água. Assim como o estudo anterior, HOF et al (2002) também

observaram que a amplitude do sinal eletromiográfico aumentou com o progredir da velocidade ( $0,75$  a  $1,75\text{ms}^{-1}$ ) em músculos dos membros inferiores, porém na caminhada em terra. A mesma relação foi observada por OTTER et al (2004), que demonstraram que a amplitude do sinal eletromiográfico diminuiu proporcionalmente com a redução da velocidade na caminhada nos músculos representativos do membro inferior. Porém, observaram um resultado oposto dependendo da fase da caminhada onde ocorreu uma correlação negativa: com a diminuição da velocidade houve aumento na amplitude do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral e o fibular longo indicando que ocorreu aumento da necessidade de estabilizar a postura em velocidades menores. No referido experimento, os indivíduos caminharam em uma esteira em sete velocidades e foram analisados oito músculos dos membros inferiores. Já MARSH et al (1995) analisaram a cadência em ciclista e a relação com a amplitude do sinal eletromiográfico e demonstraram resultados semelhantes. O músculo gastrocnêmico apresentou um aumento linear da amplitude do sinal com o aumento da cadência da pedalada.

MASUMOTO et al (2004), verificaram o padrão do sinal eletromiográfico em músculos dos membros inferiores e do tronco na caminhada em terra e na água, sem e com fluxo turbulento e em três velocidades diferentes. Primeiramente, comparando com a terra, o percentual de ativação foi maior que na água. Todavia, quando comparada as duas formas de caminhada em água, a caminhada contra o fluxo aumentado apresentou os maiores valores de percentual de atividade muscular (%CVM). O recurso de aumentar o fluxo de água proporciona aumento na resistência à atividade, o que se assemelha ao presente estudo, pois neste realizaram-se movimentos repetidos, gerando um fluxo turbulento.

Os sinais eletromiográficos obtidos de exercícios abdominais realizados no meio líquido também sofrem variação com a velocidade de execução, ou seja, esta influencia no percentual de ativação dos músculos abdominais. A velocidade parece ser uma excelente ferramenta para atingir elevados níveis de ativação muscular nos exercícios realizados no meio líquido segundo FIGUEIREDO (2004).

Os dados do presente estudo seguem comportamento semelhante aos descritos nos trabalhos anteriores. A velocidade máxima, por exemplo, apresentou diferença significativa no percentual de ativação quando comparada com as menores velocidades (Tabelas e Figuras 6 e 7). Este comportamento foi observado porque ao realizar o movimento no meio líquido em velocidade alta, com repetições e sem intervalo, ocasionou um fluxo turbulento proporcionando uma sobrecarga ao movimento (CASSADY e NIELSEN, 1992, POYHONEN et al, 2001). Por essa razão (aumento da resistência ao movimento), a musculatura envolvida no movimento apresentou um percentual de ativação superior nestas situações.

#### 4.3.2.2 Efeito das cadências com equipamento resistivo

O teste Anova *one way* de medidas repetidas demonstrou que ao variar as cadências dos exercícios utilizando equipamento resistivo, o percentual de ativação do sinal eletromiográfico apresenta diferenças estatisticamente significativas. Este resultado se refere aos dois músculos analisados e estão descritos nas Tabelas e Figuras 6 e 7 e no Anexo E ( $p < 0,05$ ).

Para localizar estas diferenças foi utilizado o teste *post hoc* LSD. Os resultados do teste demonstraram que para o músculo reto femoral existiram diferenças entre as cadências de 40 bpm ( $22,09 \pm 5,44$ ) com a de 60 bpm ( $29,68 \pm 3,57$ ), com a de 80 bpm ( $42,35 \pm 13,87$ ) e com a máxima ( $75,14 \pm 30,39$ ), entre a de 60 bpm ( $29,68 \pm 3,57$ ) com a máxima ( $75,14 \pm 30,39$ ) e entre a de 80 bpm ( $42,35 \pm 13,87$ ) com a máxima ( $75,14 \pm 30,39$ ). No músculo bíceps femoral foram observadas as diferenças entre a cadência de 40 bpm ( $16,48 \pm 7,75$ ) com a de 80 bpm ( $34,93 \pm 14,27$ ) e com a máxima ( $78,76 \pm 17,14$ ), entre a cadência de 60 bpm ( $17,48 \pm 5,63$ ) com a de 80 bpm ( $34,93 \pm 14,27$ ) e com a máxima ( $78,76 \pm 17,14$ ) e entre a de 80 bpm ( $34,93 \pm 14,27$ ) com a máxima ( $78,76 \pm 17,14$ ) com nível de significância de  $p < 0,05$  (Tabelas 6 e 7 e Anexo F).

Novamente a velocidade mostrou-se uma boa estratégia para maior ativação dos músculos dos membros inferiores no exercício aquático. Mas observando os resultados, verificou-se que o uso do equipamento resistivo ajudou (foi suficiente) a

modificar o sinal eletromiográfico em algumas situações diferentes das situações sem equipamento. As diferenças significativas no %CVM na situação com equipamento para o músculo reto femoral foram entre as cadências de 40 ( $22,09 \pm 5,44$ ) e 60 bpm ( $29,68 \pm 3,57$ ) e para o músculo bíceps femoral apresentou diferença na amplitude do sinal entre a cadência de 60 ( $17,48 \pm 5,63$ ) e 80 bpm ( $34,93 \pm 14,27$ ).

Observa-se que na comparação entre as menores velocidades não houve diferença estatisticamente significativa no %CVM. Entre 40 e 60bpm sem equipamento para o músculo reto femoral e bíceps femoral e entre 40 e 60bpm sem com equipamento para o bíceps femoral (Tabelas e Figuras 6 e 7). Provavelmente isto pode ser explicado porque em velocidades pequenas a força de arrasto não modifica tanto quanto em velocidades maiores, pois a resistência no meio líquido é proporcional ao quadrado da velocidade do objeto que está se deslocando, proporcionado, assim, maior sobrecarga principalmente na comparação entre maiores velocidades (KOLMOGOROV et al 1997).

Realizou-se a correlação momento de Pearson (r) para verificar o grau de associação entre as variáveis de velocidade angular ( $^{\circ}/\text{seg}$ ) e os valores do sinal eletromiográfico (%CVM) para cada músculo e na situação sem e com equipamento resistivo em separado.

Os resultados demonstraram que para o músculo reto femoral obteve-se um valor de r igual a 0,84 e 0,77 sem e com equipamento respectivamente (Figuras 8 e 9). Para o músculo bíceps femoral os valores de r foram de 0,83 sem equipamento e 0,75 com equipamento (Figuras 10 e 11).

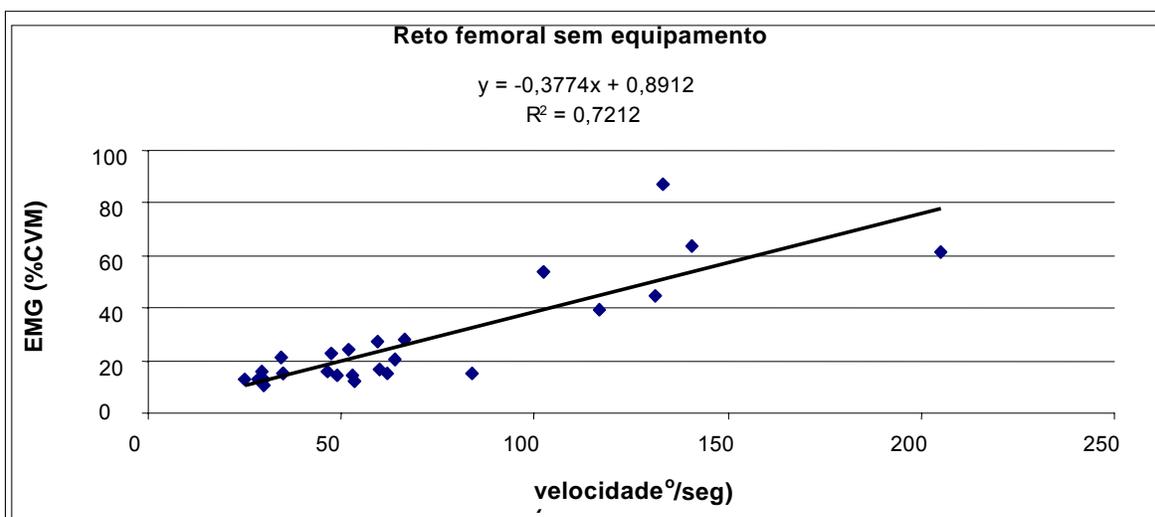


Figura 8: Representação gráfica da dispersão do músculo reto femoral sem equipamento,  $r=0,84$ .

As figuras relativas à dispersão descrevem também o índice de determinação ( $r^2$ ). Os resultados apresentam maior índice de determinação entre as variáveis do sinal eletromiográfico (%CVM) e a velocidade angular no músculo reto femoral na situação sem equipamento ( $r^2 = 0,72$ ).

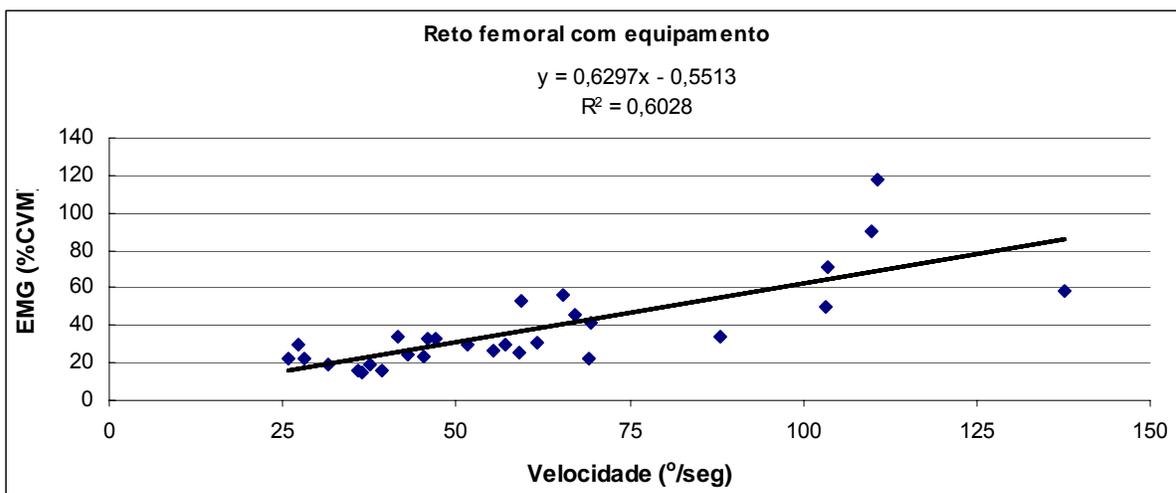


Figura 9: Representação gráfica da dispersão do músculo reto femoral com equipamento,  $r=0,77$ . Nota: para facilitar a análise utilizou-se valor absoluto dos valores de velocidade angular na fase de flexão

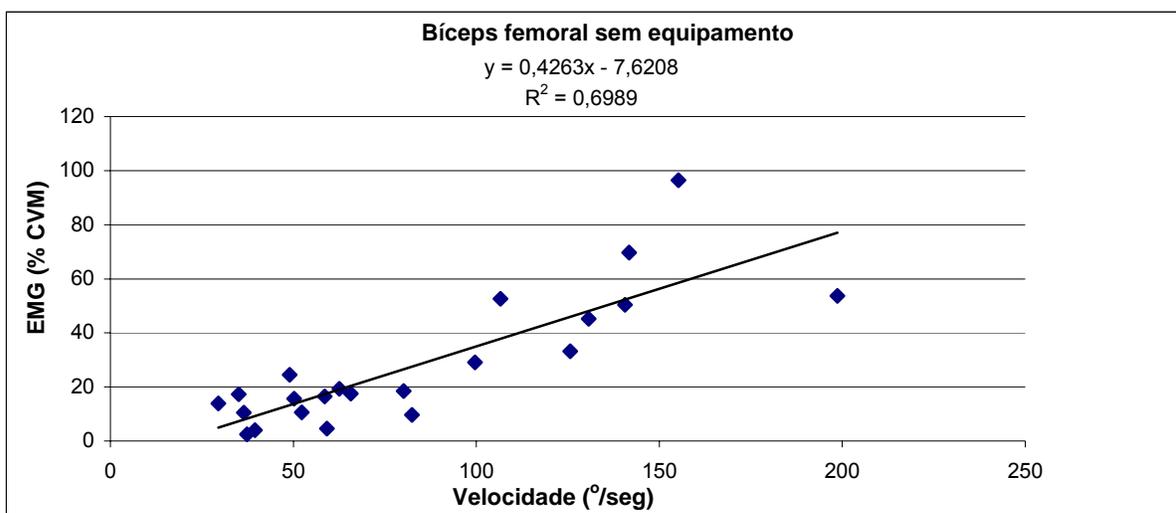


Figura 10: Representação gráfica da dispersão do músculo bíceps femoral sem equipamento,  $r=0,83$ .

A correlação de *Pearson* ( $r$ ) enfatiza os resultados de que a amplitude do sinal eletromiográfico aumenta conforme o ritmo de execução aumenta. Os resultados destas análises demonstraram uma correlação forte (JACQUES, 2003), quando se associou a eletromiografia e a velocidade angular nas situações sem e com equipamento para ambos os músculos. MacINTOSH et al (2000), em suas análises sobre a variação da amplitude do sinal eletromiográfico em seis cadências, também obteve resultados de correlação forte e muito forte (0,83 – 0,96). SHINOHARA et al (1997), demonstraram que o sinal eletromiográfico modifica quando submetido ao aumento progressivo de carga. BIJKER et al (2002), em concordância com esses resultados, acrescentam ainda que existe uma relação positiva entre a atividade eletromiográfica de atividades concêntricas com a carga aplicada.

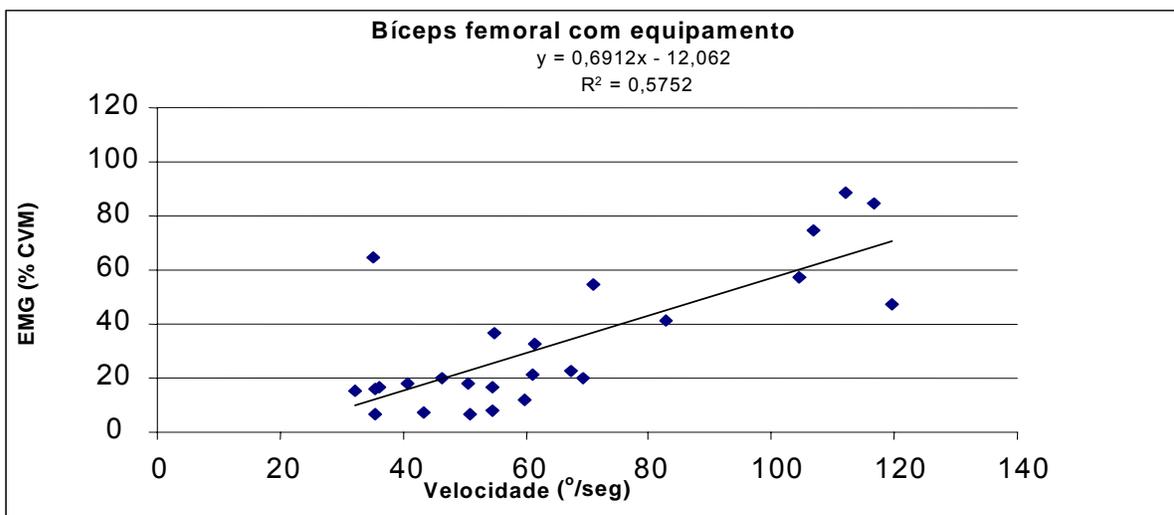


Figura 11: Representação gráfica da dispersão do músculo bíceps femoral com equipamento,  $r=0,75$ .

Muitos fatores afetam o comportamento do recrutamento de unidades motoras. As unidades motoras são inicialmente ativadas segundo o princípio do tamanho descrito por Hennemann (1979) e citado por McNULTY et al (2004), ou seja, são recrutadas as unidades de menor tamanho (lenta) seguido das de maiores (rápida). Essa ordem de recrutamento foi confirmada em contrações do tipo isométrica. Outro fator que afeta o recrutamento inclui a velocidade do movimento. Em velocidades altas as unidades motoras rápidas são recrutadas inicialmente. O aumento na amplitude do sinal da eletromiografia de superfície

fluxo turbulento. O fluxo gerado nesse tipo de atividade provoca maior turbulência e conseqüentemente maior resistência ao movimento principalmente ao mudar de direção (POYHONEN et al 2001). Apesar da força não poder ser mensurada e nem uma análise sobre o comportamento dessas unidades motoras ter sido realizada, o que se observou com o aumento da amplitude do sinal eletromiográfico sugere uma possível diferença no recrutamento das unidades motoras (em quantidade ou no tamanho) ou na freqüência de disparo (VAILAS et al, 1992, LINAMO et al, 2003). Esses fatores, provavelmente, podem ser atribuídos à necessidade de produzir mais força para executar a atividade, uma vez que a eletromiografia não fornece uma medida direta da magnitude da força muscular (PRAAGMAN et al, 2003).

Uma das propriedades do meio líquido, o empuxo, proporciona quando o indivíduo está imerso, a redução do peso hidrostático (KRUEL, 2000). Ao mesmo tempo em que essa característica permite aos sujeitos uma certa facilidade na execução de alguns movimentos (MASUMOTO et al, 2004), as outras propriedades da água como a densidade e a viscosidade proporcionam maior resistência ao movimentar-se por ela (ROUTI, MORRIS, e COLE, 1997). POYHONEN et al (2002) dissertando sobre o efeito da velocidade no meio líquido, acrescentam que ao realizar o exercício velozmente, a resistência ao movimento é enfatizada, uma vez que a força de arrasto é proporcional a velocidade ao quadrado ( $F=0,5 \rho A v^2 C_d$ ). Por esta fórmula, quando o objetivo é obter grande resistência ao movimento, o exercício em alta velocidade é uma das melhores opções.

Neste trabalho, observou-se maior atividade muscular nas maiores velocidades para os dois músculos. Como o sinal obtido da análise eletromiográfica é um indicador da atividade muscular, pode-se sugerir que esse aumento da amplitude do sinal pode estar associado a maior necessidade de geração de força muscular ao longo da progressão do exercício proposto (KELLIS et al, 2000 e SUZUKI et al, 2002). Pela fórmula descrita anteriormente o que se acredita é que a resistência ao movimento aumenta ao quadrado da velocidade de execução. Com uma resistência maior, faz-se necessário uma atividade muscular proporcional a esse aumento com o objetivo de se vencer a resistência proporcionada pelo meio líquido.

Todavia, analisando os valores obtidos do sinal eletromiográfico entre as diferentes velocidades de execução do exercício, parece que este aumento no %CVM não aconteceu na mesma magnitude que o aumento da velocidade angular e conseqüentemente do aumento da resistência ao movimento. Por exemplo, na cadência de 40bpm sem equipamento da fase de flexão apresentou a velocidade angular de  $-33,45 \pm 6,32$  e na de 80bpm a velocidade passou para  $-68,02 \pm 9,36$  (Tabela 3). Apresentou um aumento em torno 100%. Teoricamente, a resistência ao movimento aumentaria nestas mesmas situações em torno de quatro vezes. Observando (Tabela 6 e 7) os valores *RMS* representados em percentual da CVM percebe-se que esse aumento não ocorreu no mesmo percentual do aumento da resistência ao movimento (músculo reto femoral sem equipamento a 40bpm:  $15,36 \pm 4,42$  e a 80bpm:  $22,48 \pm 8,97$ ).

#### 4.3.2.3 Efeito do equipamento

Após a análise entre as cadências realizou-se o teste-t pareado com o objetivo de comparar, nas mesmas cadências, o efeito do equipamento resistivo no percentual de ativação do sinal eletromiográfico.

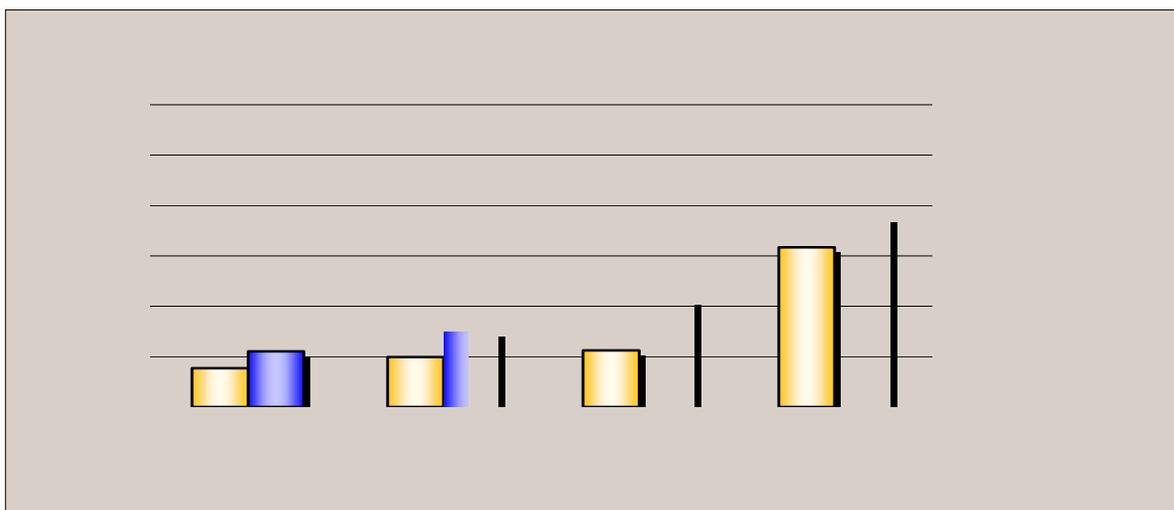
Os valores das médias do sinal eletromiográfico, desvios padrão, tamanho da amostra e o resultado do teste-t estão descritos nas Tabelas 8 e 9 e nas Figuras 12 e 13.

Tabela 8 - Médias, desvios padrão ( $\sigma$ ) do %CVM, tamanho (n) das amostras e resultados do teste-t pareado do músculo reto femoral entre as quatro cadências ( $p < 0,05$ ).

	Reto femoral						p
	Sem equipamento			Com equipamento			
	Média	$\sigma$	n	Média	$\sigma$	n	
Cadência 40 bpm	15,36	$\pm 4,42$	7	20,41	$\pm 4,33$	7	0,00
Cadência 60 bpm	20,11	$\pm 11,14$	8	28,89	$\pm 3,67$	8	0,06
Cadência 80 bpm	24,46	$\pm 9,28$	6	41,89	$\pm 13,67$	6	0,01
Cadência máxima	67,43	$\pm 19,36$	6	65,18	$\pm 22,25$	6	0,60

Nota: Neste teste foram considerados seis indivíduos na cadência máxima que apresentaram pareamento dos dados (sem e com equipamento).

Os resultados do teste demonstraram que para o músculo reto femoral houve diferença no %CVM quando se utilizou equipamento nas cadências de 40 bpm ( $15,36 \pm 4,42$ ;  $20,41 \pm 4,33$ ) e de 80 bpm ( $24,46 \pm 9,28$ ;  $41,89 \pm 13,67$ ) sem e com equipamento respectivamente (Tabela 8 e Figura 12).



sem e com equipamento resistivo conforme resultados na Tabela 9 e Figura 13. Mesmo sem diferença em alguns valores quando compara a situação sem e com equipamento, percebe-se que na situação com equipamento os valores do %CVM foram superiores as da situação sem equipamento.

Vale ressaltar que foi analisado o músculo bíceps femoral que é apenas um dos componentes do grupo posterior da coxa. Talvez ele não possa representar inteiramente a atividade dos flexores do quadril.

Tabela 9 - Médias, desvios padrão ( $\sigma$ ) do %CVM, tamanho das amostras (n) e resultados do teste-t pareado do músculo bíceps femoral entre as quatro cadências ( $p < 0,05$ ).

	Bíceps femoral						p
	Sem equipamento			Com equipamento			
	Médias	$\sigma$	n	Médias	$\sigma$	n	
Cadência 40 bpm	11,90	$\pm 7,93$	6	17,55	$\pm 7,00$	6	0,08
Cadência 60 bpm	15,40	$\pm 8,05$	5	18,16	$\pm 4,29$	5	0,27
Cadência 80 bpm	22,84	$\pm 11,00$	5	34,93	$\pm 14,27$	5	0,17
Cadência máxima	58,72	$\pm 25,25$	8	69,62	$\pm 20,40$	8	0,09

O uso do equipamento *Aquafins* teve por objetivo aumentar a superfície frontal do membro inferior proporcionando maior contato com a água e com isso aumentando a resistência ao avanço.

Ao comparar esta análise (teste-t pareado) com a da velocidade angular, nota-se um comportamento característico para o músculo reto femoral (fase de flexão). Mesmo sem diferenças estatisticamente significativas na velocidade angular nas menores cadências entre a situação sem e com o equipamento, o sinal eletromiográfico apresentou diferenças significativas. Foram encontradas as diferenças no %CVM entre as situações sem e com equipamento nas cadências de 40 e 80bpm no músculo reto femoral. O equipamento foi suficiente para modificar o sinal nestas duas situações. A resistência gerada pela variação da área (resistência ao avanço), é menor que a resistência oferecida pelo aumento da velocidade

(ENOKA 2000). Isto talvez explique as poucas diferenças encontradas quando se variou a resistência ao avanço (pelo uso do equipamento) quando comparada com as diferenças devido a variação da velocidade.

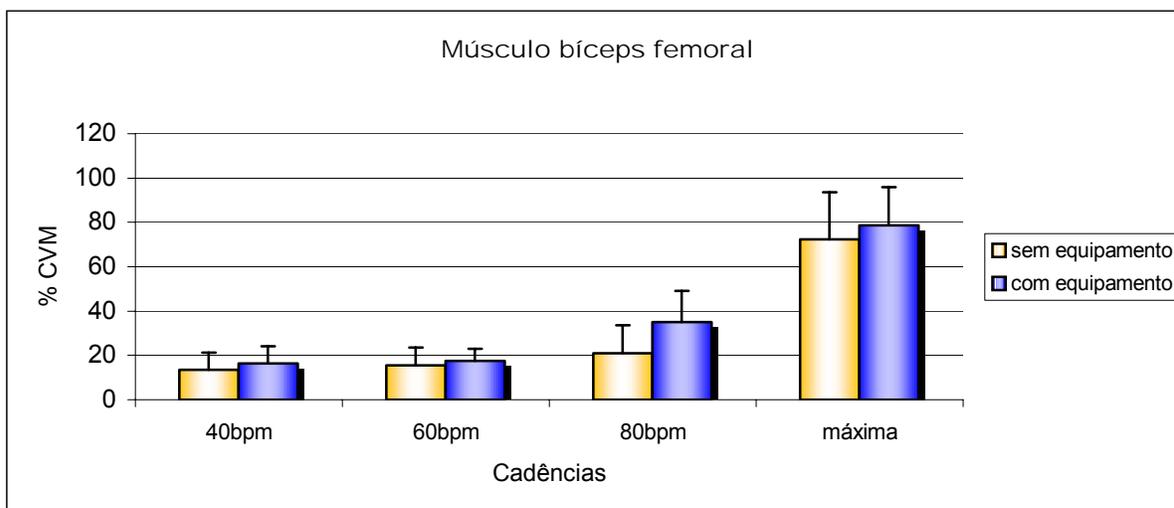


Figura 13: Representação gráfica do teste-t pareado do músculo bíceps femoral entre as situações experimentais

A análise do uso de equipamento resistivo no meio líquido ainda não é muito explorada, existindo dificuldade em comparar esses resultados com de outros autores. No trabalho de POYHONEN et al (2002).

significativamente a força muscular após o período nos dois grupos, sem diferenças significativas. CARDOSO et al (2004) e AMBROSINI (2003) com uma metodologia semelhante também obtiveram os mesmos resultados finais. Nestes estudos não se avaliaram a atividade muscular nem a velocidade do movimento, somente fez-se o teste de força muscular fora da água antes e após o treino.

Estas melhoras na força muscular com o treino na água podem, de certa forma, ser explicadas através dos resultados sobre a atividade muscular e velocidade angular observados nesta pesquisa. Os resultados demonstraram maior %CVM em movimentos quando solicitados a serem realizados na máxima velocidade tanto com como sem equipamento nos músculos reto e bíceps femoral. O movimento executado nesta pesquisa é caracterizado como um exercício dinâmico que gera um fluxo turbulento e sofre influência deste. Conforme POYHONEN et al (2002) um treinamento neste ambiente, elaborado com estas características, resulta em ganhos de força e massa muscular em mulheres saudáveis com idade média de 33 anos. Complementarmente a isto, os resultados descritos anteriormente (BARELLA, 2002; AMBROSINI, 2003 e CARDOSO et al, 2004) demonstraram que o treinamento enfatizando o movimento em velocidade máxima (sem e com equipamento) apresenta ganhos significativos na força muscular.

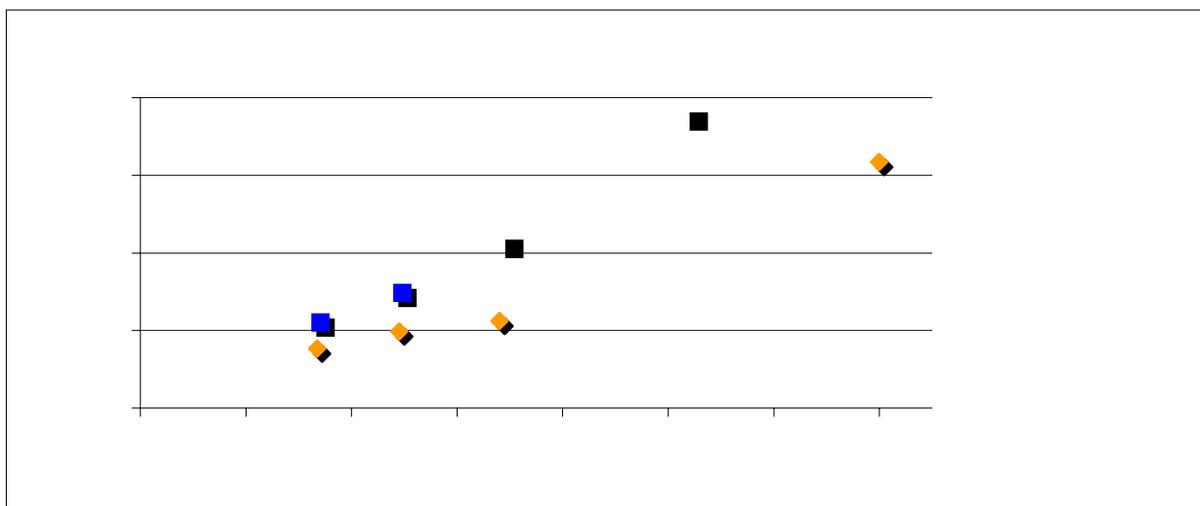
Outro estudo comparou em velocidades semelhantes a variação da carga durante a pedalada. Os resultados demonstraram que mantendo a cadência e aumentando a carga externa houve um aumento na média da atividade eletromiográfica (BIJKER et al 2002). Apesar de ser uma atividade diversa, o princípio do trabalho se assemelha a este. Os autores utilizaram carga externa como meio de proporcionar mais dificuldade. No presente estudo utilizou-se como carga a variação da resistência ao avanço. Para tal, fez-se uso ou não do equipamento resistivo. Entretanto, os resultados apontaram para pouca variação do %CVM entre as situações.

Os dados deste trabalho demonstraram um percentual de ativação entre 13 a 78%CVM para o músculo bíceps femoral e o reto femoral na situação sem e com equipamento resistivo nas quatro velocidades (40, 60 e 80bpm e máxima

velocidade). MASUMOTO et al (2004) analisaram a caminhada na água e em terra em uma esteira. Os autores observaram valores que não ultrapassavam 20%CVM para a caminhada na água com fluxo turbulento em três velocidades (30m/min, 40m/min e 50m/min) para os mesmos músculos, enquanto em terra os valores foram em torno de 30%CVM. Os menores valores da amplitude do sinal eletromiográfico no referido estudo podem ter ocorrido pela influência da diminuição do peso hidrostático no sistema neuromuscular, ocasionando, assim, menor esforço ao caminhar na água sem o fluxo turbulento. No presente estudo o movimento analisado é baseado principalmente na resistência frontal do quadril e na maior velocidade de execução. Essa diferença nas atividades pode ser um dos motivos de ter sido encontrado um maior percentual de ativação nesta pesquisa.

RAINOLDI et al (2004) não observaram diferenças significativas no sinal entre atividades em terra e na água. No entanto, MASUMOTO et al (2004) sugerem que a pressão hidrostática e a diminuição do peso hidrostático influenciam na amplitude do sinal eletromiográfico, pois há uma diminuição na atividade dos órgãos proprioceptores. POYHONEN et al (1999) acrescentam ainda que existem fatores eletromecânicos causados pelo efeito da água nos eletrodos que pode ser responsável por essa menor amplitude. Os dados deste estudo, apesar de não terem sido comparados com atividades na terra, também observaram pequenos valores de %CVM na atividade realizada na água, principalmente nas menores velocidades.

Na continuidade, o que se percebe ainda com essa análise é que a amplitude do sinal apresentou um percentual de atividade máxima. Esses valores ficaram em torno de 63 a 78% da contração voluntária máxima nos dois músculos analisados (Figuras 14 e 15).



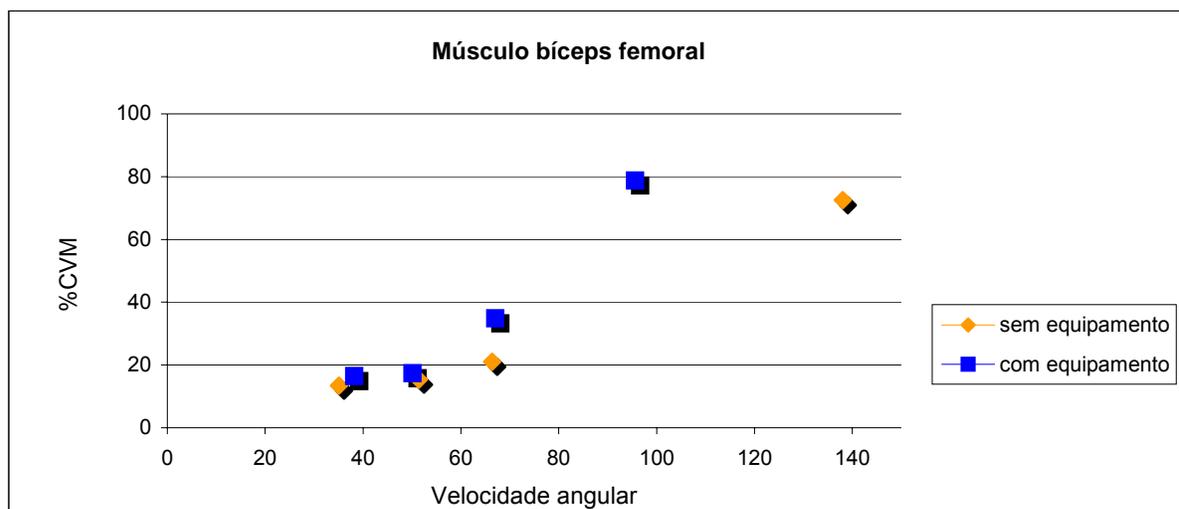


Figura 15: Representação do sinal eletromiográfico (%CVM) do músculo bíceps femoral entre as velocidades sem e com equipamento

Esse limiar de recrutamento (Figuras 14 e 15) observado no exercício de flexão e extensão (observado nas cadências orientadas pelo metrônomo) sem e com equipamento, talvez não proporcione um nível de esforço elevado. Devido a isso, pode ter havido um pequeno percentual de recrutamento das fibras tipo IIb. Outra possível explicação para esse limiar de recrutamento pode ser devido as características da amostra. KRAEMER (2002) relata que indivíduos não treinados têm maior dificuldade em recrutar fibras rápidas quando comparado com indivíduos treinados.

Além disto, outro comportamento importante também foi observado. Os dados de velocidade angular e do %CVM na máxima velocidade quando se compara a atividade sem e com equipamento, apresentam o seguinte comportamento: os valores de velocidade angular ( $^{\circ}/\text{seg}$ ) apresentam diferenças significativas entre as fases na situação sem (flexão:  $-139,95 \pm 30,38$ ; extensão:  $138,01 \pm 30,97$ ) e com equipamento (flexão:  $-104,8 \pm 15,61$ ; extensão:  $95,62 \pm 27,58$ ). Contudo, o sinal eletromiográfico não apresentou este mesmo comportamento (reto femoral sem equipamento:  $67,43 \pm 19,36$  e com equipamento:  $65,18 \pm 22,25$ ; bíceps femoral sem equipamento:  $58,72 \pm 25,25$  e com equipamento:  $69,62 \pm 20,40$ ). Os resultados demonstram não existir diferenças estatisticamente significativas entre o percentual de atividade eletromiográfica entre estas duas situações.

O percentual de ativação não apresentou diferenças significativas na velocidade máxima, mesmo com valores significativamente menores de velocidade angular na situação com equipamento. Com base nisto, é possível afirmar que ao realizar o movimento de flexão e extensão da perna com equipamento numa menor velocidade pode-se obter os mesmos níveis de atividade que a situação sem equipamento na máxima velocidade.

## 5 CONCLUSÕES

O presente estudo demonstrou que a atividade dos músculos enquanto realizavam exercícios no meio líquido com velocidade (ritmo) progressiva sem e com equipamento resistivo apresentaram, em sua maioria, significativa diferença na amplitude do sinal eletromiográfico. Os maiores valores de %CVM foram observados na velocidade máxima para os músculos reto e bíceps femoral.

Os resultados do presente estudo claramente indicaram que realizar um movimento dinâmico com velocidade progressiva no meio líquido produz efeitos na amplitude do sinal eletromiográfico em mulheres sedentárias.

Porém, ao variar a resistência ao avanço na máxima velocidade, a amplitude do sinal (%CVM) não apresentou diferenças significativas. Com isto pode-se sugerir que para obter máxima ativação no meio líquido no movimento de flexão e extensão da perna, usar o equipamento executando o movimento com uma menor velocidade é uma alternativa razoável.

Esses achados são informações valiosas que ajudarão na técnica e na aplicação prática de programas de exercícios na água, por serem seguros e empregados tanto para reabilitação quanto para atividades de condicionamento físico. Nestes tipos de treinamento, a progressão da carga (tanto com o uso de equipamento como variando a velocidade) é necessária. Isto pode ser feito com a variação da velocidade. O uso do equipamento também pode ser uma alternativa para este fim. O exercício dinâmico em uma menor velocidade utilizando *Aquafins* pode ser uma boa opção para implemento da força muscular em mulheres sedentárias.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACSM Position Stand on the recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness and flexibility in adults. **Medicine and Science Sports Medicine**. v 30 No. 6 pp 975- 991, 1998.
- AMADIO, C. A. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. Ed Laboratório de Biomecânica – EEFUSP, São Paulo, 1996.
- AMBROSINI, A. B. **Efeitos de um treinamento de força muscular realizado em aulas de hidroginástica**. Monografia de Graduação, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2003.
- ARATOW, M.; BALLARD, R.; CRENSHAW, A.; STYK, C.; WATENPAUGH, D.; KAHAN, N.; HARGENS, A. Intramuscular and electromyography as indexes of force during isokinetic exercise. *Journal of applied physiology*, v 74, issue 6, pp2634-2640, 1993.
- BARELLA, R. E. **Estudo da força muscular em mulheres idosas praticantes de hidroginástica**. Monografia de Graduação, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2002.
- BADILLO J.; AYESTARÁN, E. **Fundamentos do treinamento de força**. 2ª.ed. Porto Alegre: Ed. Manole, 2001.
- BABAULT N.; POUSSON M.; MICHAUT A.; BALLAY Y.; HOECK J. EMG activity and voluntary activation during knee- extensor concentric torque generation. **Eur J Appl Physiol** v 86. pp 541–547, 2002.
- BAUM B.; LI L. Lower extremity muscles activities during cycling are influenced by load and frequency. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol 13, pp 181-190, 2003.
- BELTRAMI, F.G; FIGUEIREDO, P.P; JÚNIOR, N.G.B; TARTARUGA, L.P.A; KRUEL, L.F.M. Metodologia para isolamento do sistema de eletromiografia para utilização no meio líquido. **Anais do XV Salão de iniciação científica**, 2003.

- BIJKER, K.; GROOT, G.; HOLLANDER, A. Differences in leg muscles activity during running and cycling in humans **Eur J Appl Physiol** v.87, p.556-561, 2002.
- CARDOSO, A.; TARTARUGA, L.; BARELLA, R.; BRENTANO, M.; KRUEL, L. Effect of a deep water training program on women's muscle strength. **FIEP Bulletin**, v.71, p.590, 2004.
- CASSADY, S.; NIELSEN, D. Cardiorespiratory Responses of Healthy Subjects to Calisthenics Performed on Land Versus in Water. **Physical Therapy**, vol 72, n 7, July 1992.
- CLARYS, J. Hydrodynamics and electromyography: ergonomics aspects in aquatics. **Applied Ergonomics**, v.16.1, p.11-24, 1985.
- CORREIA, P.; SANTOS, P.; VELOS, A. **Electromiografia: fundamentação fisiológica, métodos de coleta e processamento, aplicações cinesiológicas**. Faculdade de Motricidade Humana, 1993.
- COWAN SM; BENNELL KL; HODGES PW; CROSSLEY KM; MCCONNELL J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis subjects with patellofemoral pain syndrome. **Arch Phys Med Rehabil**, v.82, p.183-9, 2000.
- CHRISTENSEN, H; SOGAARD, K; JENSEN, B; FINSEN, L; SJOGAARD, G. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. **Journal of Electromyographic and Kinesiology** v. 5 p.27-36, 1995.
- DE LUCA, C. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, pp. 135-163, 1997.
- DEGANI, A; BARELLA, J. Parâmetros espaço temporais e angulares do andar de indivíduos idosos em ambiente aquático. **IX Congresso brasileiro de Biomecânica**, Gramado, RS, 2001.
- ENOKA, R. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2ª.ed São Paulo: Ed Manole, 2000.
- ERVILHA, U.F.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Padrão do sinal eletromiográfico de músculos do membro inferior e cinemática do joelho durante o andar em

- ambiente aquático e terrestre. **IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Gramado, RS 2001.
- FIGUEIREDO, P. **Análise eletromiográfica de exercícios abdominais realizados por mulheres no meio líquido**. Dissertação de mestrado, Porto Alegre, 2004.
- FLECK, S.; KRAEMER, W. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. 2<sup>a</sup>. ed. Porto Alegre: Ed. Artes Médicas, 1999.
- FRAÇÃO, V.; VAZ, M. Influência da adaptação funcional na relação torque velocidade de bailarinas clássicas e atletas de voleibol. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2001.
- GEHLSSEN, G. M.; GRIGSBY, S. A.; WINANT, D. M. Effects of an aquatic fitness program on the muscular strength and endurance of patients with multiple sclerosis. **Physical Therapy**, v. 64, n. 5, p. 653-657, 1984.
- GHORI, G.; DONNE, B.; LUCKWILL, R. Relationship between torque and EMG activity of a knee extensor muscle during isokinetic concentric and eccentric actions. **Journal of Electromyography and Kinesiology** v.5, n.2, pp.109-115, 1995.
- HAMILL J.; KNUTZEN K. **Bases biomecánicas do movimento humano**. Ed Manole, São Paulo, 1999.
- HERMENS, H; FRERIKS, B; KLUG, C; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v10, pp 361-374, 2000.
- HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica: coluna e extremidades**. 1<sup>a</sup>. Ed, São Paulo: Livraria Ateneu, 1993.
- HUG, F.; DECHERCHI, P.; MARQUESTE, T.; JAMMES, Y. EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subject. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.14, p.187-196, 2004.
- HUNTER, A.; GIBSON, A; LAMBERT, M.; DENNIS, S.; MULLANY, H.; O'MALLEY, M; VAUGHAN, C.; KAY, D.; NOAKES, T. EMG amplitude in maximal and submaximal exercise is dependent on signal capture rate. **International Journal of Sports Medicine**, v 23, pp 83-89, 2003.

- HOF, A.; ELZINGA, H.; GRIMMUS, W.; HALBERTSMA, J. Speed dependence of average EMG profiles in walking. **Gait and Posture** v.16, p.78-86, 2002.
- JACQUES, S. **Bioestatística. Princípios e aplicações**. Ed.Arte Médica,2003.
- KELLIS, E. The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, pp. 191–199, 1999.
- KOLMOGOROV, S.; RUMYANTSEVA, O.; GORDON, B.; CAPPAERT, J. Hydrodynamic characteristics of competitive swimmers of different genders and performance levels. **Journal of Applied Biomechanics** v.13, p. 88-97, 1997.
- KRAEMER, W.J.; ADAMS, K.; CAFARELLI, E.; DUDLEY, G.A.; DOOLY, C.; FEIGENBAUN, M.S.; FLECK, S.J.; FRANKLIN, B.; FRY, A.C.; HOFFMAN, J.R.; NEWTON, R.U.; POTTEIGER, J. STONE, M.H.; RATAMESS, N.A.; McBRIDE, T.T. Progression models in resistance training for healthy adults: American College of Sports Medicine Position Stand. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, pp.364 – 380, 2002.
- KRUEL, L.F.M. **Peso hidrostático e frequência cardíaca em pessoas submetidas a diferentes profundidades de água**. Dissertação de mestrado, Santa Maria, 1994.
- KRUEL, L.F.M. **Alterações fisiológicas e biomecânicas em indivíduos praticando exercícios de hidroginástica dentro e fora da água**. Tese de Doutorado, Santa Maria, 2000.
- KUBO, K.; TSUNODA, N.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. **European Journal Applied Physiology**, vol 91, pp 349 –352, 2004.
- LENK, M. Equipamento Aquático. In: AEA Manual do profissional de Fitness Aquático. Rio de Janeiro, ed Shape, 2001.
- LINAMO V.; MORITANI T.; NICOL C.; KOMI P. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v13, pp 93-101, 2003.

- LOSS, J.; ZARO, M.; GODOLPHIM, B.; GOLDOPHIM, B.; MICHEL, C. Sugestão de método para correlacionar força muscular e eletromiografia. **Revista Movimento** ano IV n 8, 1998.
- MADELEINE, A.; BAJAJ, P.; SØGAARD, K.; ARENDT-NIELSEN, L. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 11, pp. 113–121, 2001.
- MADUREIRA, A. S. & LIMA, S. M. T. Influência do treinamento físico no meio aquático para mulheres na terceira idade. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 3, n. 3, p. 59-66, 1998.
- MAGLISCHO, E. **Nadando ainda mais rápido**. Ed Manole, 1ª.Ed, 1999.
- McNULTY, P. & CRESSWELL, A. Recruitment of single human low threshold motor units with increasing loads at different muscles lengths. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.14, p. 369-377, 2004.
- MacINTOSH, B; NEPTUNE, R; HORTON, J. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. **Medicine, Science and Sports Exercise**, vol 32, n 7, pp 1281- 1287, 2000.
- MASUDA K.; MASUDA T.; SADOYAMA T.; INAKI M.; KATSUTA S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v 9, pp 39–46, 1999.
- MASUMOTO, K.; TAKASUGI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWATMOTO, Y. Electromyographic analysis of walking un water in healthy humans. **J physiol Antropol Appl Human Sci** v.23, n.4, p. 119-127, 2004.
- MILLER, J; CROCE, R; HUTCHINS, R. Reciprocal coactivation of the medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed isokinetic movements. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol 10, pp 233-239, 2000.
- MIYOSHI, T.; SHIROTA, T.; YAMAMOTO, S.; NAKAZAWA, K.; AKAI, M. Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. **Disbility and Rehabilantion** v.26, n.12, p.724-732, 2004.

- NAKAZAWA K.; YANO H.; MIYASHITA M. Ground reaction forces during walking in water. **Medicine and Science in aquatic Sports**, v 39, pp 28-34, 1994.
- NIGG, B., Introduction: selected historical highlights, In: NIGG, B.;HERZOG, W. (Eds). **Biomechanics of the musculo skeletal system**. 2. ed.; Londres: John Wiley & Sons, 1998.
- ONISHI H.; YAGI R.; OYAMA M.; AKASAKA K.; IHASI K.; HANDA Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v 12, pp 399– 406, 2002.
- OTTER, A.; GEURTS, A.; MULDER, T.; DUYSSENS, J. Speed related changes in muscles activity from normal to very slow walking speeds. **Gait and Posture** v.19, p.270-278, 2004.
- PESTANA, M. & GAGEIRO, J. **Análise dos dados para ciências sociais: a complementaridade do SPSS**. Edições Silabo: Lisboa, 1998.
- PINCIVERO, DM; GREEN RC; MARK JD; CAMPY RM. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. vol 10, pp 189–196, 2000.
- POTVIN, J. R. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. **Journal Applied Physiology**. v. 82, n.1, p.144–151, 1997.
- PÖYHÖNEN, T; KESKINEN, K; SAVOLAINEN J; HAUTALA, A; ESKO, M. Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. **European Journal Applied Physiology** v.80, p.52-56, 1999.
- PÖYHÖNEN, T; KYROLAINEN, H; KESKINE, K; HAUTALA, A; SAVOLAINEN, J; MALKIA, E. Electromyographic and kinematic analysis of therapeutic knee exercise under water. **Clinical biomechanics**. v. 16 p.496 – 504, 2001.
- PÖYHÖNEN, T; SIPILA S.; KESKINE, K; HAUTALA, A; SAVOLAINEN. Effect of aquatic resistance training on neuromuscular performance in healthy women. **Medicine an Science Sports Exercise**, v34, n12, pp. 2103-2109, 2002.

- PRAAGMAN, M.; VEEGER, H.; CHADWICK, E.; COLIER, W.; VAN DER HELM, F. Muscle oxygen consumption, determined by NIRS in relation to external force and EMG. **Journal of Biomechanics**, v.36, p.905-912, 2003.
- PRILUTSKY BORIS I; GREGOR ROBERT J; RYAN MARY M. Coordination of two-joint rectus femoris and hamstrings during the swing phase of human walking and running. **Exp Brain Res**. v.120, p.479–486, 1998.
- RASCH, P. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. 7.ed Ed Guanabara Koogan, 1991
- RAINOLDI, A; BULLOCK-SAXTON, J.E; CAVARRETTA, F; HOGAN, N. Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. **Journal of Electromyography and Kinesiology** v.11, p. 425–438, 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, p.325-331, 2004.
- RUOTI, R. G.; TROUP, J. T.; BERGER, R. A. The effects of nonswimming water exercise on older adults. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.19, n. 3, p. 140-145, 1994.
- ROUTI, R. G.; MORRIS, D. M.; COLE, A J. **Aquatic Rehabilitation**. Philadelphia: Lippincott, 1997.
- RUTHEFORD, O; PURCELL, C; NEWHAM, D. The human force: velocity relationship; activity in the knee flexor and extensor muscles before and after eccentric practice. **European Journal Applied Physiology**, v. 84, p 133-140, 2001.
- SCOVAZZO, M; BROWNE, A; JOBE, F; PERRY, J; PINK, M; KERRIGAN, J. Dynamic electromyography and cinematography analysis of twelve shoulder muscles during freestyle swimming, 1997.
- SHINOHARA, M.; KOUZAKI, M.; YOSHIHISA, T. Mechanomyography of the human quadriceps muscles during incremental cycle ergometry. **Eur J Appl Physiol** v. 76, p.314-319, 1997.
- SIMMONS, V. & HANSEN, P. D. Effectiveness of water exercise on postural mobility in the well elderly: an experimental study on balance enhancement.

- Journals of Gerontology Series A – Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 51, n. 5, p. 233-238, 1996.
- SUGAJIMA Y.; MITARAI G.; KOEDA M.; MORITANI T. Characteristic Changes of motor unit activity hip joint flexor muscles during voluntary isometric contraction during water immersion. **Journal of electromyography Kinesiology**, v 6, pp 83-95, 1996.
- SOVA, R. **Aquatics: The complete references guide for aquatic fitness professional**. Jones and Bartlett Publishers, Boston, 1991.
- SUZUKI, H.; CONWIT, R.; DAN, S.; SANTARSIERO, L.; METTER, J. Relationships between surface detected EMG signals and motor unit activation. **Med Sci Sports Exerc.**, v. 34, n.9, p. 1509-1517, 2002.
- TAKESHIMA, N; ROGERS, E; WATANABE, W. F; BRECHUE, A. T. M; ISLAM; HAYANO, J. Water-based exercise improves health-related aspects of fitness in older women. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 33, n. 3, p. 544–551, 2002.
- TAUNTON, J. E.; RHODES, E. C.; WOLSKI, L. A.; DONELLY, M.; WARREN, J.; ELLIOT, J.; McFARLANE, L.; LESLIE, J.; MITCHEL, J.; LAURIDSEN, B. Effect of land-based and water-based fitness programs on the cardiovascular fitness, strength and flexibility of women aged 65-75 years. **Gerontology**, v. 42, n. 4, p. 204-210, 1996.
- TESCH, P.A.; PLOUTZ-SNYDER, L.L.; YSTROM, L.; CASTRO, M.J.; DUDLEY, G.A. Skeletal muscle glycogen loss evoked by resistance exercise. **J Strength Con Res** v.12, n.2, pp. 67 – 73, 1998.
- VAILAS, J.; MORRIS, M.; PINK, M.; PERRY, J.; JOBE, F. Muscle activity during isotonic, variable resistance and isokinetic exercise. **Clinical Journal of Sports Medicine**, v.2, p.186-191, 1992.
- WARREN, G.; MAHER, R.; HIGBIE, E. Temporal patterns of plantar pressures and lower leg muscles activity during walks: effect of speed. **Gait and Posture**, v.19, p.91-100, 2004.
- WESTING S.H.; CRESSWELL, A.G.; THORSTENSSON, A. Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 62, pp.104-8, 1991.

WILLÉN, C; STIBRANT; SUNNERHAGEN, K; GRIMBY, G. Dynamic water exercise in individuals with late poliomyelitis. **Archives Physical Medicine Rehabilitation** V.82 p.66-72, 2001.

WEINECK, J. **Treinamento Ideal**. 5<sup>a</sup>. ed. São Paulo: Ed Manole, 1999.

WHITE, M. D. **Exercícios na água**. São Paulo: Manole, 1998.

## 7 ANEXOS

### ANEXO A

#### FICHA DE DADO

## ANEXO B

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu, \_\_\_\_\_,  
portador do documento de identidade número \_\_\_\_\_,  
concordo voluntariamente em participar do “Estudo comparativo entre respostas eletromiográficas realizado com exercícios de velocidade e resistência variável no meio líquido”.

Declaro estar ciente de que o estudo será desenvolvido pela mestrandia Gabriela Lovis Black, aluna do Programa de Pós-graduação em Ciência do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, com o objetivo de verificar os níveis de ativação muscular entre diferentes maneiras de realizar os exercícios. Estou ciente de que as informações obtidas no decorrer deste trabalho serão utilizadas para a elaboração da dissertação da referida autora e pelo Programa citados anteriormente, e que todas as informações utilizadas deverão manter o sigilo dos indivíduos avaliados.

\* Compreendo que serei solicitado a:

1. Dispor-me à preparação da pele, que inclui os seguintes procedimentos: depilação, abrasão e limpeza com álcool;
2. Dispor-me à fixação de eletrodos de superfície e à colocação de adesivos impermeáveis;
3. Realizar o teste de contração voluntária máxima de flexão e extensão do quadril;
4. Realizar os exercícios de flexão e extensão do quadril dentro da água;

\* Eu entendo que serei orientado que minha participação neste estudo e conseqüentemente a melhora de conhecimentos sobre ativação muscular não me darão qualquer vantagem educacional;

\* Eu entendo que Gabriela Lovis Black e/ou bolsistas irão responder qualquer dúvida que eu tenha em qualquer momento relativo a estes procedimentos;

- \* Eu entendo que todos os dados relativos à minha pessoa irão ficar confidenciais e disponíveis apenas sob minha solicitação escrita. Além disso, eu entendo que no momento da publicação não será feita associação entre os dados publicados e a minha pessoa;
- \* Eu entendo que não há compensação monetária pela minha participação neste estudo;
- \* Eu entendo que no surgimento de uma lesão física resultante diretamente de minha participação, não será providenciada nenhuma compensação financeira. Apesar disso, estará disponível no laboratório uma linha telefônica para a Assistência Médica de Emergência (3331-0212);
- \* Eu entendo que eu posso fazer contato com o orientador do estudo Professor Doutor Luiz Fernando Martins Krueel, com a autora do estudo Gabriela Lovis Black ou com qualquer bolsista ou assistente, para quaisquer problemas referentes à minha participação no estudo ou se eu sentir que há uma violação nos meus direitos.

Porto Alegre, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

Participante:

Nome completo:

\_\_\_\_\_

Assinatura do sujeito (participante):

\_\_\_\_\_

Assinatura do pesquisador:

\_\_\_\_\_

## ANEXO C

Tabela - Médias, desvios padrão ( $\sigma$ ) e resultados do teste-t pareado das velocidades angulares nas quatro cadências na fase de flexão sem e com equipamento (n=12) ( $p<0,05$ ).

	Flexão				
	Sem equipamento		Com equipamento		p
	Média (°/seg)	$\sigma$	Média (°/seg)	$\sigma$	
Cadência 40 bpm	-33,4	$\pm 6,3$	-34,1	$\pm 6,2$	0,75
Cadência 60 bpm	-49,0	$\pm 6,7$	-49,6	$\pm 6,5$	0,87
Cadência 80 bpm	-68,0	$\pm 9,3$	-69,9	$\pm 10,3$	0,47
Cadência máxima	-139,9	$\pm 30,3$	-104,8	$\pm 15,6$	0,00

Tabela - Médias, desvios padrão ( $\sigma$ ) e resultados do teste-t pareado das velocidades angulares nas quatro cadências na fase de extensão sem e com equipamento (n=12) ( $p<0,05$ ).

	Extensão				
	Sem equipamento		Com equipamento		p
	Média (°/seg)	$\sigma$	Média (°/seg)	$\sigma$	
Cadência 40 bpm	35,0	$\pm 4,5$	38,2	$\pm 5,5$	0,01
Cadência 60 bpm	51,3	$\pm 4,1$	50,1	$\pm 6,6$	0,56
Cadência 80 bpm	66,3	$\pm 10,2$	67,0	$\pm 9,3$	0,83
Cadência máxima	138,0	$\pm 30,9$	95,6	$\pm 27,5$	0,00

Figuras representativas da média da variável velocidade angular

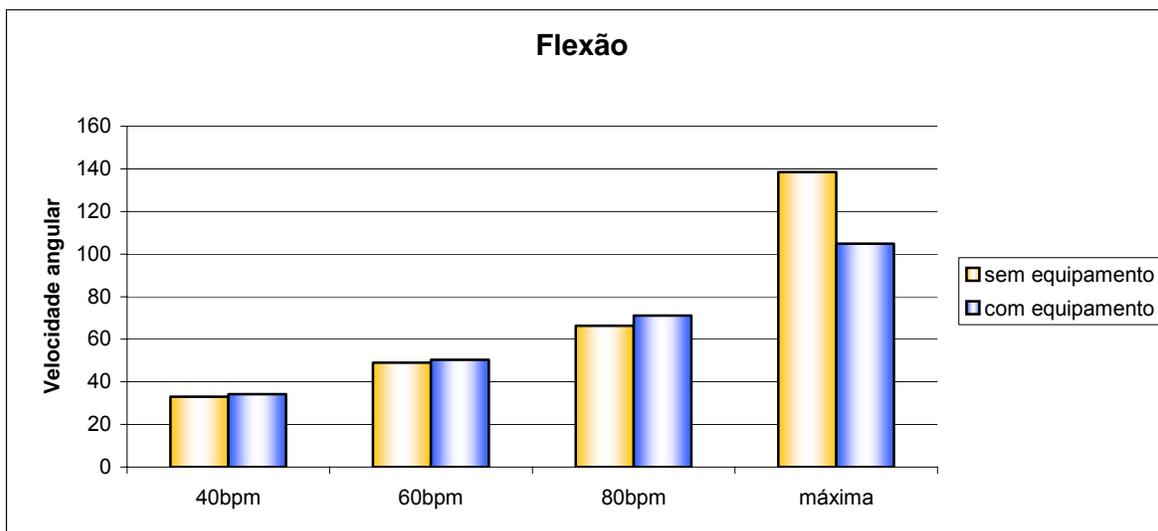


Figura representativa da velocidade angular do movimento de flexão nas quatro cadências e nas situações sem e com equipamento (n=12)

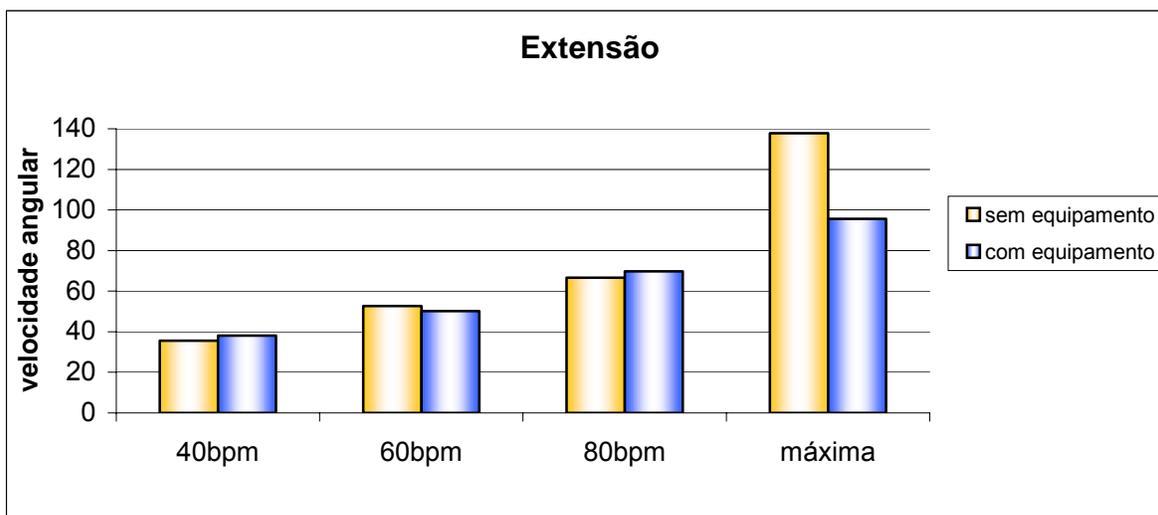


Figura representativa da velocidade angular do movimento de extensão nas quatro cadências e nas situações sem e com equipamento (n=12)

## ANEXO D

## Resultado do teste-t pareado da variável velocidade angular

Resultado do teste-t pareado para os dados de velocidade angular entre as duas situações nas quatro cadências ( $p < 0,05$ ).

		Flexão		Extensão	
		t	Sig	t	Sig
Par 1	Cadência 40 sem equipamento	3,18	0,75	-3,17	0,01
	Cadência 40 com equipamento				
Par 2	Cadência 60 sem equipamento	0,16	0,87	0,60	0,56
	Cadência 60 com equipamento				
Par 3	Cadência 80 sem equipamento	0,75	0,47	-0,22	0,83
	Cadência 80 com equipamento				
Par 4	Cadência máxima sem equipamento	-6,09	0,00	3,98	0,00
	Cadência máxima com equipamento				

## ANEXO E

Resultado do teste Anova *one way* de medidas repetidas

Resultado do teste Anova *one way* de medidas repetidas verificando o efeito das cadências sem equipamento resistivo para os dois músculos analisados ( $p < 0,05$ ).

Músculo reto femoral			Músculo bíceps femoral		
<i>Efeito</i>	<i>F</i>	<i>Sig</i>	<i>Efeito</i>	<i>F</i>	<i>Sig</i>
Cadência	16,42	0,01	Cadência	106,80	0,00

Resultado do teste Anova *one way* de medidas repetidas verificando o efeito das cadências com equipamento resistivo para os dois músculos analisados ( $p < 0,05$ ).

Reto femoral			Bíceps femoral	
<i>Efeito</i>	<i>F</i>	<i>Sig</i>	<i>F</i>	<i>Sig</i>
Cadência	47,15	0,00	30,82	0,03

## ANEXO F

Resultado do teste *Post hoc* LSD

Teste *Post Hoc* LSD para a situação sem equipamento para o músculo reto femoral e bíceps femoral ( $p < 0,05$ )

Situação experimental		Reto femoral	Bíceps femoral
		Sig	Sig
Cadência 40 bpm	Cadência 60 bpm	0,24	0,38
	Cadência 80 bpm	0,03	0,07
	Cadência máxima	0,00	0,00
Cadência 60 bpm	Cadência 80 bpm	0,23	0,29
	Cadência máxima	0,00	0,00
Cadência máxima	Cadência 80 bpm	0,00	0,00

Teste *Post Hoc* LSD para a situação com equipamento para o músculo reto femoral e bíceps femoral ( $p < 0,05$ )

Situação experimental		Reto femoral	Bíceps femoral
		Sig	Sig
Cadência 40 bpm	Cadência 60 bpm	0,01	0,54
	Cadência 80 bpm	0,00	0,02
	Cadência máxima	0,00	0,00
Cadência 60 bpm	Cadência 80 bpm	0,07	0,02
	Cadência máxima	0,01	0,00
Cadência máxima	Cadência 80 bpm	0,01	0,00

## ANEXO G

Valores de velocidade angular e resultado do teste-t para os mesmos indivíduos participantes da análise estatística do sinal eletromiográfico

Tabela - Médias, desvios padrão ( $\sigma$ ), número de sujeitos e resultados do teste-t pareado das velocidades angulares nas quatro cadências na fase de flexão sem e com equipamento com os mesmos indivíduos participantes do Teste-t (t) e do teste de Medidas Repetidas (MR) ( $p < 0,05$ ).

Flexão														
Cadência	Sem equipamento						Com equipamento						p	
	Média (°/seg)		$\sigma$		n		Média (°/seg)		$\sigma$		n			
	t	MR	t	MR	t	MR	t	MR	t	MR	t	MR	t	MR
40 bpm	-30,4	-30,4	$\pm 5,3$	$\pm 5,3$	7	7	-37,9	-32,5	$\pm 4,9$	$\pm 5,7$	7	7	0,00	0,40
60 bpm	-47,4	-47,5	$\pm 7,3$	$\pm 7,9$	8	8	-50,5	-48,0	$\pm 7,3$	$\pm 5,1$	8	8	0,25	0,51
80 bpm	-62,5	-65,9	$\pm 6,5$	$\pm 11,0$	6	6	-64,3	-65,6	$\pm 5,3$	$\pm 4,6$	6	6	0,45	0,74
máxima	-140,8	-136,8	$\pm 35,7$	$\pm 33,7$	6	6	-109,8	-104,4	$\pm 17,4$	$\pm 9,6$	6	6	0,00	0,68

Tabela - Médias, desvios padrão ( $\sigma$ ), número de sujeitos e resultados do teste-t pareado das velocidades angulares nas quatro cadências na fase de extensão sem e com equipamento com os mesmos indivíduos participantes do Teste-t (t) e do teste de Medidas Repetidas (MR) ( $p < 0,05$ ).

Extensão														
Cadência	Sem equipamento						Com equipamento						p	
	Média (°/seg)		$\sigma$		n		Média (°/seg)		$\sigma$		n			
	t	MR	t	MR	t	MR	t	MR	t	MR	t	MR	t	MR
40 bpm	-36,1	-30,4	$\pm 4,6$	$\pm 5,3$	6	7	-35,6	-32,5	$\pm 4,5$	$\pm 5,7$	6	7	0,77	0,60
60 bpm	-52,6	-47,5	$\pm 5,5$	$\pm 7,9$	5	8	-50,1	-48,0	$\pm 9,7$	$\pm 5,1$	5	8	0,38	0,18
80 bpm	-65,9	-65,9	$\pm 9,0$	$\pm 11,0$	5	6	-64,0	-65,6	$\pm 7,8$	$\pm 4,6$	5	6	0,53	0,45
máxima	-139,2	-136,8	$\pm 35,4$	$\pm 33,7$	8	6	-92,1	-104,4	$\pm 33,1$	$\pm 9,6$	8	6	0,00	0,02

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)