

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

**CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DE IDOSAS
CAMINHANDO EM AMBIENTE TERRESTRE E
AQUÁTICO EM PISCINA RASA E EM PISCINA FUNDA**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

EDUARDO MARCZWSKI DA SILVA

Porto Alegre, agosto de 2009.

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

EDUARDO MARCZWSKI DA SILVA

**CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DE IDOSAS CAMINHANDO EM
AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO EM PISCINA RASA E EM PISCINA
FUNDA**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO APRESENTADA AO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
DO MOVIMENTO HUMANO DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL, COMO
REQUISITO PARCIAL PARA OBTENÇÃO DO GRAU
ACADÊMICO DE MESTRE EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO.

ORIENTADOR: PROF. DR. LUIZ FERNANDO MARTINS KRUEL

Porto Alegre, agosto de 2009.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Geraldo Gomes da Silva e Jucea Marczwski da Silva; irmãos Marcio Marczwski da Silva e Joceane Marczwski da Silva; cunhados Adriana Marinês Werman e Paulo Eduardo Panassol; sobrinhos Henrique Werman da Silva e Felipe da Silva Panassol; e namorada Stephanie Santana Pinto:

- Por todo amor que faz a nossa família tão especial;
- Por “ser” um pouco de cada um de vocês.

AGRADECIMENTOS

Neste momento gostaria agradecer a todos aqueles que foram relevantes para a elaboração desse trabalho, na minha vida particular e/ou acadêmica.

Primeiramente, a Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) pela educação superior gratuita; a Escola de Educação Física (ESEF) pela formação profissional e pessoal qualificada; e ao Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) pelo suporte tecnológico, desde a graduação, para o desenvolvimento de conhecimento científico.

Ao Grupo de Pesquisa em Atividades Aquáticas e Terrestres (GPAT) pelo acolhimento nesses últimos sete anos como pesquisador e contribuinte deste magnífico centro de pesquisa e extensão universitário.

As empresas Miotec equipamentos biomédicos e Imbramed pelo suporte material e tecnológico.

Aos colegas da Escola Monteiro Lobato, que não pouparam esforços para que eu pudesse concluir esse trabalho paralelamente a atuação docente.

Aos funcionários do LAPEX, do Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano e do Centro Natatório da ESEF que estiveram sempre dispostos a solucionar os diversos problemas encontrados nessa jornada.

Aos professores Alberto Monteiro, Alvaro Reischak de Oliveira, Jefferson Fagundes Loss, Antônio Carlos Stringhini Guimarães (in memoriam), Marco Aurélio Vaz e Alex Branco Fraga pela participação especial em minha formação acadêmica, profissional e pessoal.

Aos colegas e amigos de ESEF Netos & Netas (2002/1) pelo companheirismo.

Aos colegas e amigos do GPAT, que me ajudaram na realização desse trabalho; aos integrantes da extensão, e em especial, aos colegas Cristine Lima Alberton, Marcus Peikriswili Tartaruga e Michel Arias Brentano, pelos ensinamentos e pela incessante troca de conhecimentos.

Ao colega Eduardo Lusa Cadore pela amizade e parceria ao longo dessa jornada.

Ao professor Luiz Fernando Martins Krueel, pela confiança, pela orientação durante toda a minha formação e pela oportunidade de realização desse sonho.

A minha namorada Stephanie Santana Pinto, por nunca ter deixado de acreditar no nosso amor e na nossa conquista. Pela confiança, paciência e apoio incondicional.

Aos meus irmãos Marcio Marczwski da Silva e Joceane Marczwski da Silva e cunhados Adriana Marinês Werman e Paulo Eduardo Panassol pelo amor e pela referência de como o estudo, a honestidade, a simplicidade e a persistência podem transformar nossa vida. Ainda, pela amizade e pelo carinho.

Aos meus sobrinhos Henrique Werman da Silva e Felipe da Silva Panassol por iluminarem nossa família.

Finalmente, a minha mãe Jucea Marczwski da Silva e ao meu pai Geraldo Gomes da Silva pela dedicação, pelos ensinamentos, pelos cuidados e pelo amor ao longo de toda minha vida. Por toda luta para que nada me faltasse. Serei eternamente grato!

Muito Obrigado!

CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DE IDOSAS CAMINHANDO EM AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO EM PISCINA RASA E EM PISCINA FUNDA

Autor: Eduardo Marczwski da Silva.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Martins Kruel.

Resumo: Embora a prática de atividade física tenha se tornado comum em ambiente aquático, ainda há pouca informação a respeito das características biomecânicas da caminhada de idosos nesse ambiente. No intuito de investigar essas características, o objetivo do presente estudo foi comparar parâmetros cinemáticos (lineares e angulares) e eletromiográficos de idosas caminhando em ambiente terrestre (TE) e em ambiente aquático em piscina rasa (PR) e em piscina funda (PF). Doze mulheres idosas saudáveis foram avaliadas enquanto caminhavam em uma intensidade de esforço auto-selecionada (confortável) na terra e na água em PR e PF (imersas ao nível do processo xifóide). Variáveis cinemáticas e eletromiográficas foram registradas. Comparada às outras duas modalidades, em PF as idosas apresentaram menor velocidade, menor comprimento de passada e duração do período de apoio durante a caminhada. Ainda, os indivíduos caminharam com o tronco mais inclinado a frente e com maior amplitude de movimento (ADM) do quadril e do joelho. Essas alterações cinemáticas foram associadas a maior atividade dos músculos eretor da coluna (EC), bíceps femoral (BF) e reto femoral (RF). Por outro lado, a atividade do músculo gastrocnêmio (GAS) foi inferior a encontrada em TE. Já em PR, as idosas caminharam com menor velocidade, menor comprimento de passada e duração do período de apoio comparado a caminhada em TE. A ADM do joelho também foi menor em PR. Ainda, a atividade do músculo BF foi superior durante o período de apoio, bem como do músculo RF durante o período de balanço. Em contrapartida, a atividade do músculo GAS foi inferior durante o período de apoio. Em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada (confortável) os indivíduos caminharam mais lentamente em ambiente aquático. Nessa condição, a

necessidade de superar a grande resistência oferecida ao movimento e à ausência de contato do pé com o solo caracterizaram a caminhada em PF como um exercício de grande ADM do quadril e do joelho, grande exigência dos músculos EC, BF e RF e pequena exigência do GAS. Por sua vez, a necessidade de superar a grande resistência oferecida ao movimento associado ao reduzido peso hidrostático caracterizaram a caminhada em PR como um exercício de pequena ADM do joelho, grande exigência dos músculos BF e RF e pequena exigência do GAS em idosos. Esses resultados contribuirão para um melhor entendimento acerca das características apresentadas por idosos caminhando em PF e PR sendo de grande auxílio na elaboração de programas de treinamento e reabilitação para essa população.

Palavras Chave: Cinemática, eletromiografia, caminhada, idosos, ambiente aquático e ambiente terrestre.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DO MOVIMENTO HUMANO

Autor: Eduardo Marczwski da Silva.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Martins Krueel.

Título: Características biomecânicas de idosos caminhando em ambiente terrestre e aquático em piscina rasa e em piscina funda.

Porto Alegre, 2009.

BIOMECHANICAL CHARACTERISTICS OF ELDERLY WOMEN WALKING ON LAND AND IN AQUATIC ENVIRONMENT IN SHALLOW AND DEEP WATER

Author: Eduardo Marczwski da Silva.

Advisor: Luiz Fernando Martins Krueel, PhD.

Abstract: Although water environment has been employed for different physical activities, there is little information about biomechanical characteristics of elderly walking at shallow and deep water. With the purpose to investigate these characteristics, the main of the present study was to compare kinematics (linear and angular) and electromyographic patterns of elderly individuals walking on land (LW), in shallow (SWW) and deep water (DWW). Twelve healthy elderly women were analyzed while walking at self-selected pace (moderate) on land and in water (at the xiphoid process level). Kinematic and electromyographic variables were registered. Compared to LW and SWW, during DWW elderly women presented the slowest speed, the shortest stride length and support phase duration. Individuals walked with trunk at the most forward inclined position, as well with the largest hip and knee joints range of motion (ROM). These kinematic changes were related to the highest erector spinae (ES), biceps femoris (BF) and rectus femoris (RF) muscles activity. On the other hand, gastrocnemius medialis (GM) activity was lower than during LW situation. During SWW, elderly women walked at slower speed, shorter stride length and support phase period when compared to LW. The knee ROM was also lower. However, BF muscle activity was higher during stance period as well as RF activity during swing phase. In opposition, GAS muscle activity was lower during stance phase. At the same self-selected pace (moderate) elderly women walked slower in aquatic environment. In this condition, the necessity to move against the drag force without feet contact from the bottom of the swimming pool described the DWW walking as an exercise performed with large hip and knee ROM, high stimulation of ES, BF and RF muscles and low stimulation of GM muscle. In other way, the necessity to move against the drag force associated to

the apparent body weight reduction described the SWW as an exercise performed with short knee ROM, high stimulation of BF and RF muscles and low stimulation of GM muscle in elderly women. The present results will contribute to a better understanding about elderly walking characteristics in shallow and deep water, being useful for training and rehabilitation programs designed by these population.

Keywords: Kinematics, electromyography, walking, elderly women, land environment, aquatic environment.

FEDERAL UNIVERSITY OF RIO GRANDE DO SUL
POS GRADUATION PROGRAM ON HUMAN EXERCISES MOVEMENT
SCIENCE

Author: Eduardo Marczwski da Silva.

Advisor: Luiz Fernando Martins Krueel, PhD.

Title: Biomechanical characteristics of elderly women walking on land and in aquatic environment in shallow and deep water.

Porto Alegre, 2009.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivos	5
1.1.1 Objetivo geral	5
1.1.2 Objetivos específicos	6
2. REVISÃO DE LITERATURA	8
2.1 Caracterização da Caminhada em Ambiente Terrestre	8
2.1.1 Caracterização cinemática da caminhada em ambiente terrestre	13
2.1.2 Caracterização eletromiográfica da caminhada em ambiente terrestre	16
2.2 O Ambiente Aquático	19
2.2.1 Caminhada e o ambiente aquático	19
2.3 Caracterização da Caminhada em Ambiente Aquático	23
2.3.1 Caminhada em Piscina Rasa	23
2.3.2 Caminhada em Piscina Funda	24
2.3.3 Comparação das características cinemáticas da caminhada entre os ambientes terrestre e aquático	26
2.3.4 Comparação das características eletromiográficas da caminhada entre os ambientes terrestre e aquático	30
2.4 Considerações acerca da Caminhada de Idosos	34
3. Materiais e Métodos	37
3.1 Amostra	37
3.1.1 Cálculo do tamanho da amostra	37
3.1.2 Critérios de inclusão e exclusão	38
3.1.3 Procedimentos para a seleção da amostra	38
3.1.4 Termo de consentimento livre e esclarecido	38
3.2 Variáveis	39
3.2.1 Variáveis dependentes	39
3.2.2 Variáveis independentes	40
3.2.3 Variáveis de controle	40
3.2.4 Variáveis de caracterização da amostra	40
3.3 Instrumentos de medida	41
3.3.1 Fichas de coleta de dados	41
3.3.2 Caracterização e controle	41
3.3.3 Cinemática	43
3.3.4 Eletromiografia	43
3.3.5 Alinhamento da cinemática com a eletromiografia	45
3.4 Procedimento para coleta de dados	46
3.4.1 Caracterização da amostra	46
3.4.2 Familiarização da amostra	48
3.4.3 Protocolo Experimental	48
3.5 Tratamento dos dados	58
3.5.1 Dados cinemáticos	58
3.5.2 Dados eletromiográficos	61
3.6 Desenho Experimental	64
3.7 Análise Estatística	65
4. RESULTADOS	66

4.1 Caracterização da amostra	66
4.2 Repetibilidade do sinal EMG	67
4.3 Comparação das características cinemáticas e eletromiográficas de idosas caminhando nas diferentes situações experimentais	68
4.3.1 Resultados das variáveis cinemáticas lineares	68
4.3.2 Resultados das variáveis cinemáticas angulares	69
4.3.3 Resultados das variáveis eletromiográficas	71
5. DISCUSSÃO	76
5.1 Variáveis cinemáticas lineares	76
5.2 Variáveis cinemáticas angulares	79
5.3 Variáveis eletromiográficas	82
6. CONCLUSÃO	88
7. APLICAÇÕES PRÁTICAS	89
8. REFERÊNCIAS	90
ANEXOS	

Lista de Figuras

- Figura 1: Representação da posição dos membros inferiores durante um ciclo único da marcha do contato do calcanhar direito ao contato do calcanhar direito.....pg.10.
- Figura 2: Componentes da força de reação do solo (FRS) normalizadas pelo peso corporal (PC) durante um ciclo completo de passada.....pg.11.
- Figura 3: Valores médios dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital durante um ciclo de passada de um indivíduo adulto em intensidade de esforço confortável.....pg.15.
- Figura 4: Envoltórios lineares da atividade elétrica (EMG) dos músculos gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF), vasto lateral (VL), semitendinoso (ST), tensor da fáscia lata (TFL), eretor da espinha (EE) e reto do abdome (RA) durante um ciclo de passada.....pg.18.
- Figura 5: Seqüência de eventos do protocolo experimental.....pg.49.
- Figura 6: Posicionamento dos marcadores reflexivos e dos eletrodos de superfície isolados para a coleta dos dados.....pg.52.
- Figura 7: Posicionamento dos indivíduos na gaiola para a realização das CVM's dos músculos reto femoral, bíceps femoral e gastrocnêmio.....pg.54.
- Figura 8: Posicionamento dos indivíduos para a realização da CVM para o músculo eretor da coluna.....pg.55.
- Figura 9: Plataforma utilizada durante a caminhada em PR.....pg.57.

Figura 10: Exercício de caminhada em PF.....pg.58.

Figura 11: Esquema do modelo espacial criado para o cálculo das variáveis cinemáticas angulares.....pg.60.

Figura 12: Comportamento das características cinemáticas angulares de idosas durante um ciclo completo de passada nas situações de Piscina Funda (PF), Piscina Rasa (PR) e Terra (TE)...pg.70.

Figura 13: Comportamento das características eletromiográficas (%CVM) dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio (GAS) e reto femoral (RF) de idosas durante um ciclo completo de passada (%) nas situações de Piscina Funda (PF), Piscina Rasa (PR) e Terra (TE).....pg.75.

Listas de Tabelas

Tabela 1: Valores de média e desvio padrão (DP) para a massa corporal, a estatura, o percentual de massa magra (%MM), o percentual de gordura corporal (%G), o índice de massa corporal (IMC), consumo máximo de oxigênio ($VO_{2máx}$) e frequência cardíaca máxima ($FC_{máx}$) das mulheres idosas (n=12).....pg.66.

Tabela 2: Média e desvio padrão (DP) dos valores *root mean square* (RMS) e de frequência mediana (FM) referentes à atividade dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio (GAS) e reto femoral (RF) durante as contrações voluntárias máximas isométricas pré (CVM1) e pós-protocolo de exercícios (CVM2), com os respectivos Coeficientes de Correlação Intraclasse (ICC).....pg.68.

Tabela 3. Valores de média e desvio padrão para a velocidade de deslocamento linear, o comprimento, a duração e o período de apoio de idosas durante um ciclo de passada da caminhada em ambiente terrestre (TE), piscina rasa (PR) e piscina funda (PF).....pg.68.

Tabela 4. Valores de média e desvio padrão da amplitude total de movimento angular (ADM) do segmento tronco e das articulações do quadril, joelho e tornozelo de idosas durante um ciclo de passada da caminhada em ambiente terrestre (TE), piscina rasa (PR) e piscina funda (PF)....pg.69.

Tabela 5. Valores de média e desvio padrão em percentual (%) da CVM dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio (GAS) e reto femoral (RF) de idosas durante um ciclo de passada da caminhada em ambiente terrestre (TE), piscina rasa (PR) e piscina funda (PF).....pg.72.

Tabela 6. Valores de média e desvio padrão em percentual (%) da CVM dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio (GAS) e reto femoral (RF) de idosas durante o período de apoio da caminhada em ambiente terrestre (TE), piscina rasa (PR) e piscina funda (PF).....pg.72.

Tabela 7. Valores de média e desvio padrão em percentual (%) da CVM dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio (GAS) e reto femoral (RF) de idosas durante o período de balanço da caminhada em ambiente terrestre (TE), piscina rasa (PR) e piscina funda (PF).....pg.73.

1. INTRODUÇÃO

O exercício de caminhada aquática tem se tornado comum tanto em programas de condicionamento físico geral, quanto de reabilitação (MASUMOTO *et al.*, 2004; 2005; 2007a,b,c; 2009; MASUMOTO & MERCER, 2008; KANEDA *et al.*, 2007; 2008b,c). Para indivíduos idosos, a prática da caminhada em ambiente aquático tem-se tornado atrativa, principalmente, devido à redução nas forças de impacto sobre o sistema músculo-esquelético e ao reduzido risco de queda durante essa atividade física. Assim, esses indivíduos que em muitos casos apresentam dificuldade em tolerar o estresse mecânico associado ao exercício da caminhada em ambiente terrestre, tornam-se capazes de realizá-lo na água, desfrutando dos seus benefícios relacionados à saúde (SHONO *et al.*, 2007; BARELA & DUARTE, 2008; MASUMOTO & MERCER, 2008; SATO *et al.*, 2008). Essa condição só é possível devido às características específicas da água que influenciam mecanicamente e fisiologicamente o corpo humano em imersão (BARELA & DUARTE, 2008; SILVA & KRUEL, 2008).

Dentre as características físicas da água que mais interferem sobre o exercício de caminhada destacam-se as forças de arrasto e a força de empuxo. Do ponto de vista mecânico, uma vez que as forças de arrasto atuam em direções opostas a dos movimentos corporais, a resistência imposta ao deslocamento dos indivíduos durante a caminhada nesse fluido é aumentada (BARELA *et al.*, 2006; BARELA & DUARTE, 2008; MASUMOTO & MERCER, 2008). Essa resistência está associada a maior densidade da água comparada ao ar, e pode ser manipulada, principalmente, de acordo com a área frontal projetada e a velocidade

de movimento do corpo humano no exercício de caminhada (PÖYHÖNEN *et al.*, 2002; BARELA *et al.*, 2006; BARELA & DUARTE, 2008; MASUMOTO & MERCER, 2008; SILVA & KRUEL, 2008). Por outro lado, a força de empuxo atua em direção oposta a força da gravidade, resultando em uma redução do peso hidrostático em aproximadamente 71% com o indivíduo imerso na altura do processo xifóide (MASUMOTO & MERCER, 2008). Essa redução do peso hidrostático tende a facilitar a locomoção nesse ambiente aumentando a flutuabilidade do corpo nesse ambiente (MIYOSHI *et al.*, 2004; BARELA *et al.*, 2006).

O exercício de caminhada em ambiente aquático pode ser realizado de duas maneiras: a caminhada em piscina rasa (PR) e a caminhada em piscina funda (PF). Enquanto a caminhada em PR caracteriza-se por ser um exercício em cadeia cinética fechada onde há a repetição do gesto da caminhada em ambiente terrestre (TE), em ambiente aquático (MASUMOTO *et al.*, 2004; MIYOSHI *et al.*, 2004; 2005; 2006; BARELA *et al.*, 2006; CHEVUTSCHI *et al.*, 2007) a caminhada em PF é realizada em cadeia cinética aberta, com o auxílio de um cinturão flutuador, permitindo ao indivíduo deslocar-se no ambiente aquático simulando o movimento da caminhada/corrida, sem o contato dos pés com o solo (GREEN *et al.*, 1990; DOWZER & REILLY, 1998; KANEDA *et al.*, 2007; 2008b,c). Independente do exercício de caminhada realizado (PR ou PF), a prática dessa atividade no ambiente aquático parece causar alteração nas características biomecânicas referentes à mesma forma de locomoção em TE (MASUMOTO *et al.*, 2004; 2007b; KANEDA *et al.*, 2007; 2008b,c; SHONO *et al.*, 2007).

Numerosos estudos têm apresentado diferenças nas características biomecânicas da caminhada em PR através de análises da atividade muscular (sinal eletromiográfico - EMG) e de parâmetros lineares e angulares (cinemática) do movimento quando comparadas as características da caminhada em TE em indivíduos jovens e idosos (MASUMOTO *et al.*, 2004; 2007b; BARELA *et al.*, 2006; BARELA & DUARTE, 2008). Essas diferenças estão fortemente associadas à velocidade da caminhada nos diferentes ambientes (MASUMOTO & MERCER, 2008; SILVA & KRUEL, 2008). Em idosos, experimentos realizados com a caminhada em esteira com velocidades diferentes entre os ambientes (dispêndio energético similar), têm demonstrado uma redução na atividade de diversos músculos do membro inferior, em aproximadamente 30%, em PR comparada à atividade dos mesmos músculos durante a caminhada em TE (MASUMOTO *et al.*, 2007b; MASUMOTO & MERCER, 2008). A menor atividade muscular parece estar associada a um menor comprimento de passada e a menores ângulos mínimos e máximos de extensão do joelho em PR (SHONO *et al.*, 2007). Em contrapartida, em estudos realizados com a velocidade da esteira idêntica entre os ambientes, à atividade de músculos propulsores do movimento, como o vasto medial, o reto femoral, o bíceps femoral e o gastrocnêmio foram superiores na caminhada em PR. Embora os ângulos máximo e mínimo da articulação do joelho também se mostrem menores, o comprimento de passada encontrado foi maior na caminhada em PR com a velocidade idêntica entre os ambientes em idosos (MASUMOTO *et al.*, 2007b; SHONO *et al.*, 2007).

Nessa mesma população, BARELA & DUARTE (2008) propuseram a comparação de parâmetros biomecânicos da caminhada em PR com a caminhada

em TE em intensidades de esforço auto-selecionada similares (confortável) e com deslocamento livre (sem utilização de esteira). Nessa condição, a velocidade na qual os indivíduos caminharam foi menor no ambiente aquático. Todavia, embora o pico de atividade de alguns músculos do membro inferior apresentado tenha sido menor na caminhada em PR, caracterizando um padrão tônico (atividade constante), outros apresentaram padrão semelhante ao encontrado durante a caminhada em TE. Ainda, o comprimento de passada bem como a amplitude de movimento articular do joelho foram menores no ambiente aquático. Esses resultados demonstram que além da velocidade de caminhada, a técnica utilizada (esteira ou deslocamento livre) também influencia as características biomecânicas da caminhada em idosos nos diferentes ambientes (SILVA & KRUEL, 2008). Embora as diferenças eletromiográficas e cinemáticas entre a caminhada em PR e em TE pareçam bem documentadas, poucas comparações dessas modalidades com a caminhada em PF são encontradas (KANEDA *et al.*, 2007; 2008b,c). Além disso, nenhuma foi realizada com a população idosa.

Sabe-se que as características biomecânicas da caminhada são alteradas em TE com o envelhecimento (JUDGE *et al.*, 1996; PRINCE *et al.*, 1997), e recentemente, MASUMOTO *et al.* (2007a) e BARELA & DUARTE (2008) demonstraram diferenças no padrão biomecânico da caminhada entre jovens e idosos também em PR. Esses achados indicam que a adaptação dos indivíduos idosos tanto à caminhada em TE quanto em PR difere daquela apresentada por jovens (BARELA & DUARTE, 2008). Dessa forma, torna-se de fundamental importância a descrição das características biomecânicas de idosos durante a caminhada em PF para o entendimento de como essa população se adapta a

essa modalidade de exercício, bem como a comparação dessas características com as apresentadas em TE e, principalmente, em PR para a escolha do exercício aquático em programas aquáticos de treinamento e reabilitação (MASUMOTO *et al.*, 2004; 2007a,b; BARELA *et al.*, 2006; KANEDA *et al.*, 2007; 2008b,c; BARELA & DUARTE, 2008).

Assim, justifica-se o seguinte problema: Existe diferença nas características cinemáticas e eletromiográficas de indivíduos idosos durante o exercício de caminhada em TE, e em ambiente aquático em PR e em PF realizados em uma intensidade de esforço auto-selecionada?

1.1.Objetivos

1.1.1. OBJETIVO GERAL

Descrever e comparar as características cinemáticas e eletromiográficas de indivíduos idosos durante a caminhada em TE, a caminhada em PR e a caminhada em PF realizadas em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada.

1.1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar a velocidade do deslocamento linear, o comprimento de passada, a duração da passada e a duração do período de apoio de indivíduos idosos caminhando em TE, em PR e em PF em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada.
- Comparar a amplitude total de movimento angular das articulações do tornozelo, joelho, quadril e do segmento tronco durante um ciclo completo de passada de indivíduos idosos caminhando em TE, em PR e em PF em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada.
- Comparar a amplitude do sinal EMG dos músculos eretor da coluna, reto femoral, bíceps femoral (cabeça longa), gastrocnêmio (cabeça lateral) de um ciclo completo de passada de indivíduos idosos caminhando em TE, em PR e em PF em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada.
- Comparar a amplitude do sinal EMG dos músculos eretor da coluna, reto femoral, bíceps femoral (cabeça longa), gastrocnêmio (cabeça lateral) durante o período de apoio de um ciclo de passada de indivíduos idosos caminhando em TE, em PR e em PF em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada.
- Comparar a amplitude do sinal EMG dos músculos eretor da coluna, reto femoral, bíceps femoral (cabeça longa), gastrocnêmio (cabeça lateral) durante o período de balanço de um ciclo de passada de indivíduos idosos caminhando

em TE, em PR e em PF em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada.

- Descrever a amplitude total de movimento angular das articulações do tornozelo, joelho, quadril e do segmento tronco durante um ciclo completo de passada de indivíduos idosos caminhando em TE, em PR e em PF em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada.
- Descrever a amplitude do sinal EMG dos músculos eretor da coluna, reto femoral, bíceps femoral (cabeça longa), gastrocnêmio (cabeça lateral) de um ciclo completo de passada de indivíduos idosos caminhando em TE, em PR e em PF em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada.

REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Caracterização da Caminhada em Ambiente Terrestre

A caminhada em TE, em se tratando de locomoção ereta bípede, é o meio mais eficaz de locomoção da espécie humana. Embora pareça um movimento simplesmente involuntário na fase adulta, a caminhada humana é uma tarefa de extrema complexidade e instabilidade que requer a coordenação de um grande número de músculos atuando em diferentes articulações (NIELSEN, 2003).

A perfeita coordenação existente nesse padrão da caminhada parece resultante de uma série de modificações na estrutura do sistema neuromuscular ao longo da evolução das espécies. Similarmente a outros animais, os seres humanos possuem um centro gerador do ritmo básico para a atividade muscular durante a caminhada ao nível da medula espinhal. Todavia, a atividade desse centro nos seres humanos é muito mais dependente de influências supra-espinhais (centros cerebrais superiores) o que permite flexibilidade e adaptabilidade funcional muito superior nessa espécie durante a caminhada. Assim, o padrão de caminhada humano aparece como uma complexa integração do sistema sensório-motor, através da atividade de circuitos neurais espinhais, com sinais de *feedback* sensoriais e comandos motores descendentes. Nesse contexto, destaca-se a grande dependência do controle supra-espinhal para a execução, a memorização (cerebelo) e o ritmo básico (medula espinhal) dos movimentos combinados e especialmente uma contribuição significativa do

controle periférico da atividade muscular através de projeções monossinápticas desenvolvidas diretamente do córtex motor aos motoneurônios espinhais e de reflexos transcorticais capazes de reagir a pequenas perturbações do padrão de caminhada (NIELSEN, 2003). Esses últimos parecem os aspectos principais para a especialização e o refinamento encontrado no caminhar bípede humano.

A complexidade de movimentos da caminhada é facilmente compreendida quando o padrão dessa é observado. Durante a caminhada, observa-se o peso corporal colocado sobre um suporte de duas longas pernas em movimento com o centro de massa desse peso oscilando fora da base de suporte em até 80% do período de cada ciclo de passada completo (WINTER, 1983; NIELSEN, 2003). Em indivíduos sem doenças no aparelho locomotor, esse transporte do peso corporal é possível através do movimento repetitivo e alternado de ambas as pernas permitindo suporte e propulsão. Segundo PERRY (1992) ao movimento alternado dos pés no solo damos o nome de passo (contato do pé direito seguido do contato do pé esquerdo) e ao movimento consecutivo do mesmo membro com o solo em dois momentos distintos damos o nome de passada (contato do pé direito seguido de um próximo contato do pé direito). Assim, o padrão da caminhada em TE caracteriza-se por ciclos repetitivos de passos e passadas com similaridades e particularidades entre as pessoas. Para a facilitação da análise da caminhada em TE, esses ciclos de passada são divididos similarmente entre os indivíduos, para cada pé, em um período de apoio (quando o pé está em contato com o solo) e um período de balanço (quando o pé não está em contato com o solo).

Em indivíduos normais, independente da faixa etária, o período de apoio começa quando o calcanhar (pé direito na Figura 1) contata o solo (contato inicial).

Este período é seguido pelo pé-aplanado (resposta à carga), quando o restante do pé desce e contata o solo (10% do ciclo). Posteriormente, o apoio simples caracteriza-se como o instante no qual ocorre o apoio unipedal (pé direito), que é seguido pela retirada do calcanhar do solo ou apoio final (pé direito), quando o calcanhar levanta e o peso corporal é suportado pelo antepé (45% do ciclo). O período de apoio termina com a retirada dos dedos na fase de pré-balanço (pé direito), quando o restante do pé deixa o solo (60% do ciclo). O período de balanço é dividido em uma fase de aceleração e uma fase de desaceleração, com um balanço médio (80% do ciclo), o qual corresponde a fase de apoio médio, sendo o instante no qual os dois pés estão lado a lado. Outra forte característica da marcha é a fase de duplo apoio. O principal fator determinante dessa fase é o fato de o tempo de apoio ser maior do que o tempo de balanço, fato que faz surgir uma sobreposição entre as fases de apoio de ambos os lados, que é esse tempo de duplo apoio, quando ambos os pés estão no solo no mesmo instante. O ciclo completo da marcha normal em TE é apresentado na Figura 1.

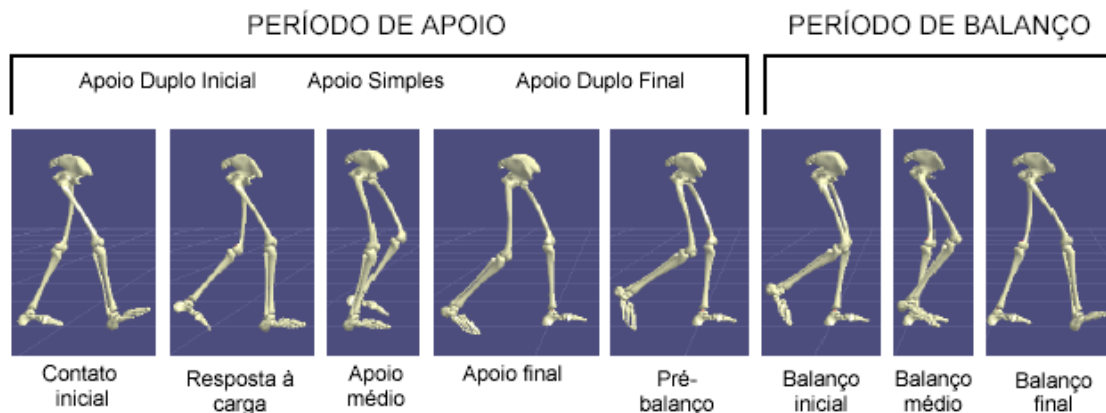


Figura 1: Representação da posição dos membros inferiores durante um ciclo único da marcha do contato do calcanhar direito ao contato do calcanhar direito.

Embora mais aceita, essa classificação pode ser imprópria para certas deficiências (HARRIS & WERTSCH, 1994). Essas fases são divididas com base no comportamento das forças de reação verticais do solo geradas durante a caminhada e o comportamento dessas forças de reação é constante em qualquer ser humano normal (LOBO DA COSTA & AMADIO, 1995). A Figura 2 apresenta o padrão das forças de reação do solo durante um ciclo completo da marcha de indivíduos saudáveis.

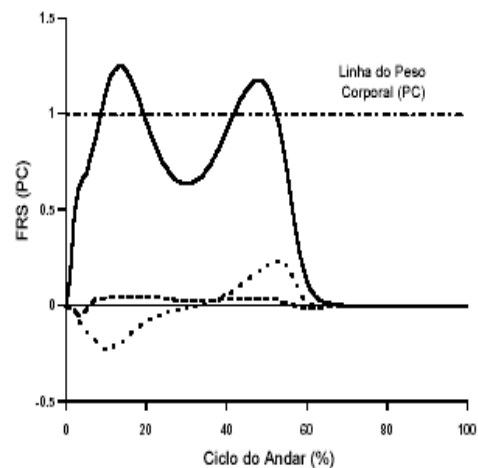


Figura 2: Componentes da força de reação do solo (FRS) normalizadas pelo peso corporal (PC) durante um ciclo completo de passada. Linha contínua mostra a componente vertical, linha pontilhada mostra a componente ântero-posterior e linha tracejada mostra a componente médio-lateral da FRS (Adaptado de PERRY, 1992).

Analisando separadamente a componente vertical da FRS, nota-se que esta apresenta uma magnitude superior às demais e é caracterizada por dois picos e um vale. Geralmente esses picos apresentam valores superiores ao PC e são observados durante a primeira metade do período de apoio quando a perna esta recebendo o PC logo após o contato do pé com o solo e no final do período

de apoio, representado o impulso contra o solo para iniciar um novo passo (HAMILL & KNUTZEN, 1999). Por sua vez, o vale entre os picos apresenta uma magnitude menor e representa o período em que o pé encontra-se em posição plana em relação ao solo.

Já a componente horizontal da FRS, apresenta uma fase negativa (desaceleração) durante a primeira metade do período de apoio e uma fase positiva (aceleração) durante a outra metade desse período. Essa característica evidencia claramente a importância do período de apoio para o controle da velocidade de movimento durante a caminhada. Por outro lado, a componente médio-lateral da FRS apresenta magnitude pequena e grande inconsistência dificultando sua interpretação. A variabilidade apresentada nessa componente pode ser em virtude do posicionamento do pé dos indivíduos, aduzido ou abduzido, durante o período de apoio (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

Compreendido o controle do sistema neuromuscular para a geração de um padrão da caminhada e das forças que atuam sobre o corpo humano durante a mesma, nas seções seguintes será dada uma atenção especial, devido ao interesse específico do estudo, a outras técnicas de análise em biomecânica que nos permite aprofundar a caracterização desse movimento: a cinemática e a eletromiografia.

2.1.1 CARACTERIZAÇÃO CINEMÁTICA DA CAMINHADA EM AMBIENTE TERRESTRE

Dentre as várias análises possíveis para investigar a caminhada, a análise cinemática é, sem dúvida, a mais utilizada para descrever tal movimento. Cinemática é considerada uma área da biomecânica que estuda as posições, os deslocamentos e as acelerações do corpo e de seus segmentos durante determinado movimento. No caso da caminhada, é possível descrever objetivamente como os segmentos corporais se movimentam ao longo desta ação, bem como, suas características espaciais e temporais. Essa análise é freqüentemente realizada através da filmagem no plano sagital do movimento, uma vez que é nesse plano onde a maior quantidade de gestos é observada (BARELA *et al.*, 2006; BARELA & DUARTE, 2008).

No intuito de descrever os movimentos corporais, seus segmentos são considerados corpos rígidos e definidos como tornozelo, joelho, quadril, tronco, cotovelo e ombro. Sendo que na maioria das vezes apenas os segmentos do membro inferior são avaliados devido a sua maior importância para esta ação específica (BARELA *et al.*, 2006; KANEDA *et al.*, 2008b,c; BARELA & DUARTE, 2008). Para isso, normalmente marcadores externos adesivos são fixados na pele, referentes a protuberâncias ósseas dos indivíduos. Esses marcadores definem os segmentos corporais e a partir desses é possível obter valores de movimento angular das articulações e dos segmentos. Ainda, é possível obter valores de descrição linear (temporais e espaciais) do movimento como a velocidade de deslocamento dos indivíduos, o comprimento de passada, a freqüência de

passada, a duração da passada e a duração dos períodos de apoio e de balanço (BARELA *et al.*, 2006; KANEDA *et al.*, 2007b; BARELA & DUARTE, 2008).

Em se tratando da caracterização da caminhada em indivíduos saudáveis, esses parâmetros são normalmente analisados sobre uma condição denominada auto-selecionada (voluntária e individual). Quando os indivíduos são solicitados a caminhar em uma intensidade auto-selecionada confortável de esforço, a velocidade de deslocamento linear é em média de 1,39 m/s (BARELA *et al.*, 2006). A duração dos períodos de apoio e de balanço é representada em valores percentuais referentes aos da duração de um ciclo completo de passada (100%). Nessa mesma perspectiva, caminhando em intensidade auto-selecionada de esforço confortável, a duração do período de suporte é em média 61,9% e a duração do ciclo completo de passada é em média 0,95s (BARELA *et al.*, 2006). Ainda, o comprimento de passada, distância horizontal percorrida em uma passada, é em média 1,32 m (BARELA *et al.*, 2006). Todas as variáveis lineares da caminhada estão fortemente relacionadas à velocidade de deslocamento dos indivíduos. À medida que essa velocidade é aumentada, a duração do ciclo de passada e do período de apoio tende a diminuir, enquanto o período de balanço e o comprimento de passada a aumentar (PERRY, 1992).

No que diz respeito à interpretação dos parâmetros corporais angulares ao gesto da caminhada, esses são de extrema importância, uma vez que, o deslocamento do corpo através do espaço é descrito como um movimento de translação, decorrente de deslocamentos angulares dos segmentos do corpo ao redor das articulações. Visto que os movimentos de translação são resultantes, entre outros fatores, dos deslocamentos angulares de cada segmento corporal e

esses são discerníveis e mensuráveis, eles podem ser usados como um conjunto de parâmetros para a descrição da passada do ciclo de passada (PERRY, 1992). O padrão característico dos principais ângulos articulares (quadril, joelho e tornozelo) analisados durante um ciclo completo da caminhada de indivíduos saudáveis pode ser visualizado na Figura 3.

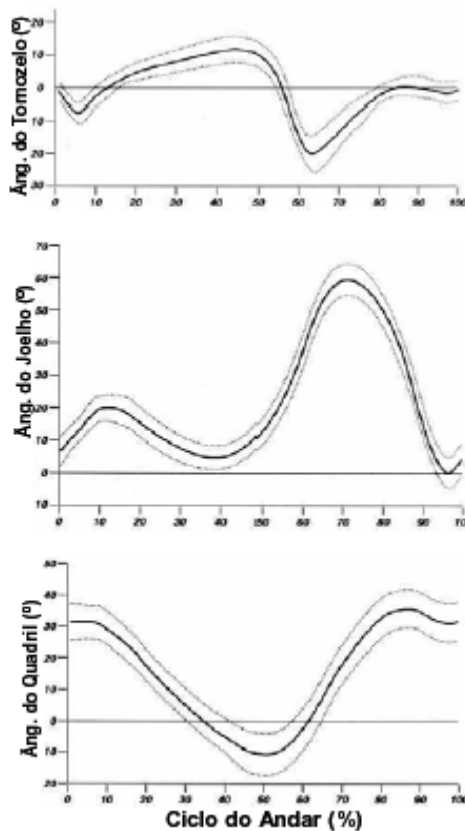


Figura 3: Valores médios dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital durante um ciclo de passada de um indivíduo adulto em intensidade de esforço confortável. Obs: valores positivos e negativos indicam movimentos de flexão e extensão, respectivamente (Adaptado de PERRY, 1992).

Como pode ser observado na Figura 3, o ciclo de passada é iniciado (contato inicial) com o tornozelo em posição neutra, o joelho levemente flexionado e o quadril com uma flexão mais significativa (aproximadamente 30 graus). Até a metade do ciclo (50%) o tornozelo aparece em flexão dorsal, o joelho altera movimentos de flexão e extensão em pequena amplitude e o quadril é estendido, podendo passar a posição neutra. Contudo, do meio para o final da passada (50 a 100%), o tornozelo passa por uma posição acentuada de flexão plantar (final do período de contato e início do balanço), retornando para uma posição neutra (final do ciclo). Enquanto o joelho novamente oscila (agora em grande magnitude) em movimentos de flexão e extensão e o quadril volta a realizar um movimento acentuado de flexão. Vale salientar que os valores angulares absolutos podem variar em magnitude de indivíduo para indivíduo. Contudo, as características ao longo do tempo tendem a ser reproduzíveis em diferentes indivíduos.

2.1.2 CARACTERIZAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DA CAMINHADA EM AMBIENTE TERRESTRE

A eletromiografia é o estudo da função muscular através da investigação do sinal elétrico enviado pelo músculo (BASMAJIAN & DeLUCA, 1985). Segundo DeLUCA (1997), a técnica da eletromiografia de superfície pode ser utilizada para descrever a atividade muscular ao longo de um movimento. Assim, essa técnica tem sido freqüentemente utilizada para analisar o comportamento muscular de indivíduos caminhando (MASUMOTO *et al.*, 2004; 2005; 2007a,b,c; BARELA *et al.*, 2006; KANEDA *et al.*, 2007; 2008b,c; BARELA & DUARTE, 2008).

Devido ao fato de a magnitude da atividade muscular estar intimamente relacionada à amplitude do mesmo, os dados referentes à ativação muscular são obtidos a partir do processamento do sinal EMG no domínio do tempo ao longo de um ciclo completo de passada (100%). De acordo com a variabilidade característica do sinal EMG inter-sujeitos, as análises no domínio temporal tornam-se possíveis a partir da normalização da amplitude dos sinais adquiridos durante o exercício de caminhada pelo valor de uma contração voluntária máxima (CVM) isométrica pré-exercício (100%). Assim, bem como o correto posicionamento dos eletrodos sobre os músculos de interesse, os procedimentos de análise do sinal devem ser cuidadosamente tomados e preferencialmente similares aos de experimentos anteriores para que as curvas geradas e seus padrões possam ser reproduzidos em diferentes estudos (DeLUCA, 1997).

Em relação ao padrão de atividade muscular durante a caminhada, similarmente as análises cinemáticas, tem sido preferencial a análise do membro inferior e do tronco. Ainda, devido à especificidade da técnica, músculos grandes e superficiais são preferivelmente utilizados nessas investigações (MASUMOTO *et al.*, 2004; BARELA *et al.*, 2006; KANEDA *et al.*, 2007; BARELA & DUARTE, 2008). A descrição da atividade de alguns músculos mensurados durante um ciclo completo de passada pode ser vista na Figura 4.

Em geral, pode-se notar que os músculos da coxa apresentam picos de atividade bem definidos no início e no final do ciclo, passando boa parte deste pouco ativados. Esses picos de atividade estão fortemente associados aos períodos de aceleração e desaceleração das pernas quando o peso corporal é transferido de um pé para outro. Por outro lado, o músculo tibial anterior apresenta

dois picos de atividade bem definidos, o primeiro relacionado à atividade dos músculos da coxa e o segundo na transição entre os períodos de apoio e de balanço. Já o músculo gastrocnêmio medial, apresenta um pico bem definido da metade para o final do período de apoio, caracterizando sua importância para a propulsão do movimento. Em relação aos músculos do tronco, o pico de atividade dos eretores da espinha mostra-se similar ao do gastrocnêmio medial ocorrendo um pouco depois deste, possivelmente quando o pé está deixando o contato com o solo entre os períodos de apoio e balanço (momento de grande instabilidade). Por sua vez o músculo reto abdominal apresenta uma atividade bastante similar, sem grandes oscilações ao longo do ciclo de passada (WINTER, 1991).

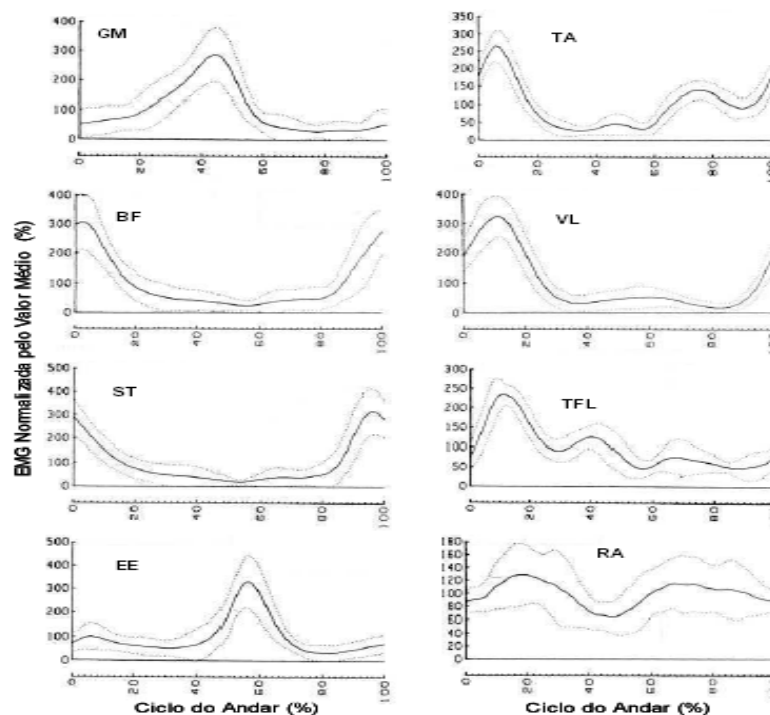


Figura 4: Envoltórios lineares da atividade elétrica (EMG) dos músculos gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF), vasto lateral (VL), semitendinoso (ST), tensor da fáscia lata (TFL), eretor da espinha (EE) e reto abdominal (RA) durante um ciclo de passada. Linhas contínuas: valores médios; linhas pontilhadas: desvio padrão. (Adaptado de WINTER, 1991).

Considerando os diversos aspectos biomecânicos da caminhada em TE apresentados até o momento, a partir do próximo item dessa revisão, voltaremos a atenção para as alterações que ocorrem nesses padrões quando os indivíduos caminham em outro ambiente, em um fluido diferente, ao qual não estão acostumados, o ambiente aquático.

2.2 O Ambiente Aquático

2.2.1 CAMINHADA E O AMBIENTE AQUÁTICO

A prática de atividade física no ambiente aquático tem sido bastante difundida nos últimos anos devido a recente comprovação de seus benefícios relacionados à saúde (TAUNTON *et al.*, 1996; TAKESHIMA *et al.*, 2002; PÖYHÖNEN *et al.*, 2002; FOLEY *et al.*, 2003; ALVES *et al.*, 2004; DEVEREUX *et al.*, 2005; KRUEL *et al.*, 2005; KANEDA *et al.*, 2008a). Esse fato tem despertado o interesse da comunidade científica a investigação das características biomecânicas e das respostas fisiológicas encontradas durante o exercício nesse ambiente. Especificamente no caso de exercícios realizados no meio aquático em posição vertical, como a caminhada em PR e em PF, essas análises são bastante recentes na literatura especializada (KANEDA *et al.*, 2007; MASUMOTO & MERCER, 2008).

A caminhada em ambiente aquático tem sido realizada, principalmente para indivíduos idosos devido à facilidade na adaptação da modalidade ao ambiente e

ao risco reduzido de quedas. Ainda, o impacto reduzido ao qual as articulações são submetidas quando comparada à caminhada em TE e a possibilidade de menor sobrecarga sobre o sistema cardiovascular com a manutenção do gasto energético durante a atividade, são outros atrativos para essa população (MASUMOTO *et al.*, 2004; 2007a,b; BARELA & DUARTE, 2006; SHONO *et al.*, 2007; MASUMOTO & MERCER, 2008). Contudo, a prática dessas atividades também está comumente relacionada à reabilitação de indivíduos com problemas músculo-esqueléticos ou articulares, a indivíduos com sobrepeso das mais diversas faixas etárias, e a recuperação de atletas de alto rendimento (HALL *et al.*, 1998; SHONO *et al.*, 2000; MASUMOTO *et al.*, 2005; BARELLA *et al.*, 2006). Pode-se esperar, que o exercício aquático produza diferentes respostas fisiológicas e características biomecânicas daquelas ao ar livre, devido ao efeito hidrostático da água nos sistemas cardiorrespiratório, músculo-esquelético e articular e na capacidade de intensificar a perda de calor comparada ao ar, bem como devido as diferentes características de densidade do meio líquido e conseqüentemente a maior resistência oferecida ao movimento nesse ambiente (SHONO *et al.*, 2000; 2001a,b; SILVA & KRUEL, 2008).

Para caminhar em ambiente aquático o corpo humano precisa se adaptar a um ambiente fisicamente diferente. Durante a imersão, o corpo percebe uma força de empuxo que atua sobre ele em sentido contrário (de baixo para cima) a força da gravidade (de cima para baixo). Assim, a força resultante (peso hidrostático) que atua sobre um corpo caminhando na água é o resultado da diferença entre a força peso desse corpo e a força de empuxo. Dessa forma, em ambiente aquático quanto mais imersos estiverem os indivíduos, tanto o peso hidrostático a ser

deslocado por eles estará reduzido, como a flutuação do corpo aumentada (KRUEL, 1994; BARELA *et al.*, 2006; MASUMOTO & MERCER, 2008; SILVA & KRUEL, 2008).

Segundo HARRYSON *et al.* (1992) o peso hidrostático durante a caminhada em ambiente aquático sofre uma redução de aproximadamente 71% com o corpo imerso na profundidade do processo xifóide. Essa redução do peso hidrostático tende a facilitar o movimento de caminhada em ambiente aquático além de reduzir em grande magnitude as forças sobre o sistema músculo-esquelético dos indivíduos nesse ambiente (MIYOSHI *et al.*, 2005; BARELA *et al.*, 2006; KANEDA *et al.*, 2008).

Embora o movimento de caminhada no ambiente aquático seja facilitado pela redução do peso hidrostático e pela flutuabilidade do corpo, há forças que interferem, dificultando o movimento nesse ambiente. Essas forças, conhecidas como forças de arrasto, atuam em sentido contrário ao movimento, proporcionando resistência ao mesmo, e podem ser aumentadas ou reduzidas devido às características do movimento realizado. Essas forças de arrasto são dependentes da densidade da água, do coeficiente de forma do corpo, da área frontal e da velocidade do corpo em movimento (PÖYHÖNEN *et al.*, 2001b). Assim, devido a grande densidade do ambiente aquático ($1000 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$) comparada a densidade do ar ($1,2 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$) nota-se que independente da velocidade, da área frontal projetada e da forma do corpo dos indivíduos a resistência oferecida pelas forças de arrasto ao movimento tende a ser superior na caminhada aquática. De qualquer forma, a manipulação das variáveis área frontal projetada e, principalmente, velocidade de deslocamento serão importantíssimas para o

aumento ou a redução das forças de arrasto sobre o corpo durante a caminhada (SILVA & KRUEL, 2008).

Embora ainda não avaliado, outro fator que poderia influenciar significativamente as características biomecânicas da caminhada aquática é a temperatura da água. A regulação da temperatura da água durante o exercício nesse ambiente é de extrema importância, visto que, além de alterar a densidade do fluido, as novas condições térmicas impostas pela imersão aquática também são fundamentais para explicar os ajustes fisiológicos e possivelmente biomecânicos do corpo imerso. Como a regulação térmica humana depende da manutenção do balanço entre a produção e perda de calor metabólico, a natureza térmica do meio ambiente é de fundamental importância (COSTILL *et al.*, 1967; CRAIG & DVORAK, 1969; GLEIM & NICHOLAS, 1989; FUJISHIMA & SHIMIZU, 2003).

Durante o exercício, os mecanismos de perda de calor corporal na água são diferentes aos da terra, visto que a evaporação, que é a forma principal de dissipação de calor na terra ocorre menos na água. Em contrapartida, sua perda ou seu ganho através da convecção e condução é muito maior na água do que em ambiente terrestre (FUJISHIMA *et al.*, 2001). Devido a essa grande transferência de calor condutivo do corpo durante a imersão na água, uma pequena redução (2 a 3°C) na temperatura da água pode causar um grande estímulo de frio, conduzindo a grandes mudanças fisiológicas e possivelmente biomecânicas quando comparado com equivalentes alterações na temperatura do ar (LEE *et al.*, 1997).

Para o exercício, os estudos indicam que a temperatura termoneutra varia de 30 (SHIMIZU *et al.*, 1998) a 32,5°C (CONNELLY *et al.*, 1990), onde pouco calor é acumulado, a performance não é prejudicada e não é imposto um esforço cardiovascular adicional (SHIMIZU *et al.*, 1998). Assim, para as comparações de exercícios entre esses ambientes, a manutenção de uma temperatura termoneutra é fundamental para que essa variável não influencie os resultados.

2.3 Caracterização da Caminhada em Ambiente Aquático

2.3.1 CAMINHADA EM PISCINA RASA

A caminhada aquática em PR pode ser definida como a repetição dos movimentos de caminhada em TE, da forma mais similar possível (MASUMOTO *et al.*, 2004; MIYOSHI *et al.*, 2005; BARELA *et al.*, 2006). Recentemente, essa atividade passou a ser muito praticada devido à comprovação da redução das forças de reação verticais do solo (impacto) sobre o sistema articular (MIYOSHI *et al.*, 2004; BARELLA *et al.*, 2006). Quando comparada à atividade em TE, as fases da caminhada em PR são muito semelhantes. Contudo, algumas alterações são observadas no comportamento das forças de reação do solo, mostrando algumas diferenças entre as duas modalidades (BARELLA *et al.*, 2006).

Em relação às forças de reação verticais, durante a caminhada aquática em PR observa-se uma redução significativa tanto no primeiro como no segundo pico do período de apoio ao longo do ciclo de passada. A redução nos picos está

associada ao aumento das forças no período de vale da curva. Essas características apresentadas em PR sugerem uma maior constância na aplicação de força vertical por parte dos indivíduos ao longo do período de apoio do ciclo de passada. No que diz respeito às forças de reação antero-posterior, novamente um padrão distinto foi encontrado durante a caminhada em PR. Ao longo do período de apoio, foram observadas forças apenas no sentido de propulsão (aceleração) do movimento. Esse resultado sugere que em PR o período de apoio da caminhada é especificamente propulsivo, sem grande importância na desaceleração do movimento como ocorre em TE. A necessidade de vencer as forças de arrasto para deslocar o corpo nesse fluído, devido a grande densidade da água, pode justificar os resultados (BARELLA *et al.*, 2006). Todavia, vale salientar que esses comportamentos foram registrados com os indivíduos caminhando em velocidades mais baixas em PR (terra = 1,39m/s vs água = 0,50m/s).

2.3.2 CAMINHADA EM PISCINA FUNDA

WILDER & BRENNAN (2001) e REILLY *et al.* (2003) definiram a corrida em PF (*deep water running*) como uma simulação da corrida em terra, com o auxílio de um cinturão flutuador que mantém o corpo sobre a água. Durante a corrida em PF não há contato dos pés com o fundo da piscina, e os participantes podem realizar o exercício estacionário, ou em deslocamento. O termo “corrida em piscina funda” foi atribuído a essa modalidade de exercício devido a semelhança na execução dos movimentos com a corrida em ambiente terrestre. Todavia, em

ambiente aquático essa modalidade de exercício pode ser realizada em diferentes intensidades (REILLY *et al.*, 2003). Quando realizada em intensidades de esforço mais baixas (batidas por minuto, sensação subjetiva) os valores de consumo de oxigênio e de frequência cardíaca dessa atividade assemelham-se aos encontrados com os de caminhada em ambiente terrestre. Dessa forma, optou-se pela utilização do termo caminhada em piscina funda para descrever essa modalidade no presente estudo devido à baixa intensidade na qual o exercício foi realizado em PF.

A corrida em PF tem sido considerada uma forma efetiva de condicionamento cardiovascular, tanto para atletas lesionados como para indivíduos que desejam um trabalho aeróbico de baixo impacto, pela eliminação do peso nas articulações (WILDER & BRENNAN, 2001). Essa tem sido indicada, principalmente, para idosos e indivíduos que possuem lesões nos tecidos moles, visto que o fato de não sustentar o peso do corpo evita o risco de lesões (GREEN *et al.*, 1990; GLASS, *et al.*, 1995; ROBERT *et al.*, 1996). Embora, as respostas cardiorrespiratórias da corrida em PF e sejam encontradas em grande número na literatura, poucas investigações a respeito do comportamento biomecânico dessa modalidade foi realizada até o momento (REILLY *et al.*, 2003). Devido à ausência nas forças de reação com o solo as características biomecânicas da corrida em PF são encontradas apenas através de análises cinemáticas e eletromiográficas.

2.3.3 COMPARAÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DA CAMINHADA ENTRE OS AMBIENTES TERRESTRE E AQUÁTICO.

As características do movimento de caminhada em ambiente aquático diferem daquelas encontradas em TE devido à interação do corpo humano com as características específicas desse ambiente como a presença da força de empuxo e das forças de arrasto. Assim, com a necessidade de se adaptar a um ambiente fisicamente diferente do qual se está acostumado a deslocar, é esperado que as características lineares e angulares (articulares e segmentares) da caminhada sejam alteradas em ambiente aquático. Contudo, essas alterações são dependentes do tipo de caminhada realizada em ambiente aquático (PR ou PF) e da velocidade de deslocamento dos indivíduos (similar ou diferente entre os ambientes) (SILVA & KRUEL, 2008).

Em relação à caminhada em PR, BARELA *et al.* (2006) avaliando homens e mulheres jovens saudáveis caminhando com deslocamento livre, intensidade de esforço auto-selecionada (confortável) e imersos ao nível do apêndice xifóide, compararam a duração total, o comprimento de passada e a velocidade da caminhada, além do tempo da fase de apoio durante a caminhada em TE e em PR. Os autores verificaram maior velocidade de caminhada e menor duração da passada durante a caminhada em TE. Não foram encontradas diferenças na duração da fase de apoio e no comprimento de passada. Esses resultados foram atribuídos a necessidade de se locomover em um ambiente de maior densidade, o qual oferece maior resistência ao movimento gerando conseqüentemente menor velocidade durante caminhada em um mesmo nível de esforço auto-selecionado.

A menor velocidade da caminhada em meio aquático também parece estar associada a uma menor frequência de passada nesse ambiente quando os indivíduos caminham em esteira (SHONO *et al.*, 2007). Todavia, quando a velocidade de deslocamento entre os meios é similar (esteira), o comprimento de passada torna-se superior durante a caminhada em PR, compensando a frequência de passada que permanece reduzida possivelmente devido aos efeitos da flutuação (SHONO *et al.*, 2007).

No que diz respeito ao comportamento das variáveis angulares, MIYOSHI *et al.* (2004) propuseram a comparação da amplitude de movimento articular do quadril, joelho e tornozelo durante o período de apoio da caminhada em PR e em TE. Foram utilizadas três intensidades (velocidades) auto-selecionadas de esforço para a caminhada: lenta, confortável e rápida, com os indivíduos imersos ao nível das axilas. A amplitude de movimento articular do tornozelo foi similar entre as situações. Apenas na condição da caminhada rápida a amplitude de movimento do quadril foi superior as demais condições durante a caminhada em PR. Contudo, a amplitude de movimento do joelho foi sempre menor na PR, independente da intensidade de esforço auto-selecionada.

Mais tarde, a similaridade na amplitude de movimento articular do quadril e do tornozelo foi também demonstrada durante o ciclo completo de passada da caminhada por BARELA *et al.* (2006) em indivíduos se deslocando em uma velocidade mais baixa (esforço confortável) no meio aquático. No entanto, em relação à articulação do joelho, a amplitude de movimento de um ciclo de passada completo também se mostrou similar entre os ambientes nas condições anteriormente descritas. Assim, uma menor amplitude de movimento articular do

joelho pode ser notada em ambiente aquático somente quando se analisa o período de apoio.

Embora as amplitudes de movimento angular em um ciclo completo de passada do quadril, joelho e tornozelo pareçam similares entre os meios, a amplitude de movimento dos segmentos pé, perna e tronco parecem menores em PR (BARELA *et al.*, 2006). Esses resultados demonstram claramente que para se adaptar a caminhada em um novo ambiente, a postura dos segmentos do corpo humano é completamente modificada. Essa redução na amplitude de movimento pode ser explicada pela maior resistência imposta pela água resultando em uma maior dificuldade no deslocamento dos segmentos corporais.

Considerando as comparações referentes à caminhada/corrída em PF, TARTARUGA (2003) verificou as diferenças existentes entre a duração total, o comprimento e a frequência da passada durante a corrida em PF e a corrida em TE em jovens corredores profissionais. A duração total da passada foi menor durante a corrida em TE. Esse fato foi caracterizado pelo maior comprimento de passada em TE. Em contrapartida, uma maior frequência de passada foi encontrada durante a corrida em PF. Os autores justificaram o maior tempo para o deslocamento no meio líquido, pela maior resistência oferecida ao movimento devido a maior densidade desse ambiente. Esse fato estaria relacionado a menor velocidade angular observada nos segmentos coxa e perna. Já a maior frequência de passada foi atribuída à ausência de forças propulsoras devido ao não contato com o solo durante o exercício. Resultados semelhantes podem ser esperados para o exercício de caminhada.

Nesse mesmo estudo, os autores avaliaram a amplitude total de movimento dos segmentos coxa e perna durante um ciclo completo de passada. Em velocidades mais baixas da corrida, a amplitude total de movimento da perna não diferiu entre os meios. Já para a coxa, a amplitude total de movimento foi superior durante a execução do exercício aquático. Novamente esses achados demonstram as alterações posturais necessárias para a realização do exercício em um novo ambiente. Em perspectiva semelhante, KILDING *et al.* (2007) analisaram a amplitude de movimento angular das articulações do joelho e do quadril durante a corrida em PF e a corrida em TE. A amplitude de movimento angular das articulações do quadril e do joelho foi superior durante o exercício aquático realizado em intensidade de esforço leve. Esse resultado deveu-se principalmente aos maiores ângulos de flexão do quadril e de extensão do joelho observados no exercício aquático. Esses dois fatores estão relacionados à ausência do contato do pé com o solo e a necessidade de alteração no padrão de recrutamento muscular para promover a propulsão do movimento em PF.

Recentemente, KANEDA *et al.* (2007; 2008b,c) também apresentaram uma série de comparações a respeito das características cinemáticas da caminhada em PF comparadas às características da caminhada em TE e em PR, em indivíduos jovens se deslocando em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada entre os ambientes (baixa, confortável e alta). Os resultados demonstram que a velocidade de deslocamento linear é menor durante a caminhada/corrída em PF independente da intensidade de esforço. Ainda, a duração de um ciclo completo de passada é maior em relação a TE, e menor em relação a PR.

Esses resultados estão associados a maiores amplitudes totais de movimento das articulações do quadril, joelho e tornozelo e dos segmentos pelve e tronco, durante a caminhada em PF quando comparada à caminhada em PR e em TE. Ainda, o exercício em PF é realizado com o tronco mais inclinado a frente e a pelve mais antevirtida quando comparado às outras formas de caminhar. Tais características específicas da caminhada em PF foram atribuídas necessidade de alteração no padrão de movimento comum a caminhada em TE devido a ausência de contato com o solo. Esses achados demonstram claramente que as adaptações ao exercício de caminhada ao ambiente aquático são dependentes do tipo de caminhada realizada, em PR ou em PF quando este é realizado em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada (confortável) entre os ambientes.

2.3.4 COMPARAÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS ELETROMIOGRÁFICAS DA CAMINHADA ENTRE OS AMBIENTES TERRESTRE E AQUÁTICO.

Devido às dificuldades em coletar o sinal EMG no meio aquático e as contínuas investigações na tentativa de melhorar a utilização dessa técnica, é recente o interesse pela análise da atividade muscular durante o exercício aquático (PÖYHÖNEN *et al.*, 1999; 2000; 2001a,b; 2002) principalmente, em relação à caminhada (MIYOSHI *et al.*, 2005, 2006; BARELA *et al.*, 2006; MASUMOTO *et al.*, 2007a,b,c). Durante a caminhada em PR, os autores têm manipulado a velocidade e o tipo de deslocamento frontal como os principais influenciadores da resistência imposta ao movimento dos indivíduos. Visto que

esses fatores influenciam diretamente a intensidade do exercício as respostas eletromiográficas encontradas parecem extremamente dependentes dos mesmos.

BARELA *et al.* (2006) avaliando indivíduos jovens imersos ao nível do processo xifóide, caminhando com velocidade (intensidade) auto-selecionada confortável (terra = 5 km/h *versus* água = 1,8 km/h) e deslocamento livre demonstraram diferentes características eletromiográficas de diversos músculos do membro inferior e do tronco entre o exercício de caminhada em TE e em PR. Nessas condições, parece que o pico de atividade dos músculos do membro inferior é menor na caminhada em PR, caracterizando um padrão tônico (atividade constante) ao longo de um ciclo completo de passada, comparado ao padrão fásico (picos de atividade) observado no padrão em TE.

Comportamento similar da atividade eletromiográfica pode ser esperado em experimentos realizados com os indivíduos caminhando em esteira com velocidades diferentes (terra = 3,6 km/h *versus* água 1,8 km/h) entre os ambientes (dispêndio energético similar). Nessas análises, durante a caminhada em PR a atividade de diversos músculos do membro inferior também tem se mostrado reduzida, em aproximadamente 30%, quando comparada à atividade dos mesmos músculos durante a caminhada em TE (MASUMOTO *et al.*, 2004, 2005, 2007b; MASUMOTO & MERCER, 2008).

A menor atividade eletromiográfica de músculos do membro inferior durante a caminhada em PR nas condições anteriormente descritas, pode ser justificada pela menor velocidade de deslocamento dos indivíduos em ambiente aquático (MASUMOTO *et al.*, 2004, 2005, 2007b; BARELA *et al.*, 2006; MASUMOTO & MERCER, 2008). Essa menor velocidade de deslocamento horizontal durante a

caminhada aquática, ocorre provavelmente pela necessidade de deslocar-se em um ambiente de maior densidade (MIYOSHI *et al.*, 2005, 2006). Uma vez que a resistência imposta ao deslocamento no meio aquático aumenta ao quadrado em relação ao aumento da velocidade, a menor velocidade registrada nesse ambiente justificaria a atividade neuromuscular diminuída (BARELA *et al.*, 2006). Associada a menor velocidade de deslocamento horizontal, está a redução do peso hidrostático como resultado da imersão (KRUEL *et al.*, 2001, MIYOSHI *et al.*, 2005; 2006). Esse menor peso hidrostático pode resultar em menores forças para a propulsão e para a manutenção da postura durante a caminhada em PR (BARELA *et al.*, 2006).

Características diferentes de ativação muscular podem ser esperadas quando a resistência ao exercício de caminhada em PR é imposta com velocidades auto-selecionadas que resultam em velocidades de deslocamento horizontal similares a caminhada em TE com deslocamento frontal livre (MIYOSHI *et al.*, 2004, 2005). Esses estudos têm sugerido sinal EMG semelhante ou até maior em músculos propulsores durante a caminhada em PR. Recentemente, a possibilidade de gerar respostas de atividade muscular aumentadas durante a caminhada em PR foi demonstrada em exercícios realizados em esteira com velocidade fixa (SHONO *et al.*, 2007; MASUMOTO *et al.*, 2007b; MASUMOTO & MERCER, 2008). Nessas análises, as comparações são realizadas com a mesma velocidade de caminhada entre os meios (ex: 2,4km/h) (SHONO *et al.*, 2007; MASUMOTO *et al.*, 2007b). A atividade aumentada de músculos como o gastrocnêmio, o vasto medial, o reto femoral e o bíceps femoral no ambiente aquático, nessas condições, ocorre devido ao aumento da resistência imposta ao

movimento, pela necessidade de vencer a maior densidade do fluído líquido comparado ao ar, em uma mesma velocidade de exercício (PÖYHÖNEN *et al.*, 2001b; SHONO *et al.*, 2007; MASUMOTO *et al.*, 2007b).

No que diz respeito às comparações acerca da caminhada em PF, KANEDA *et al.* (2007, 2008b,c) avaliaram a atividade muscular de indivíduos caminhando com diferentes intensidades (velocidades) auto-selecionadas de esforço (baixa, confortável e alta) e deslocamento frontal livre. Os resultados mostraram que em todas as velocidades auto-selecionadas houve maior atividade eletromiográfica dos músculos sóleo e gastrocnêmio durante a caminhada em TE e a caminhada em PR, independente da intensidade auto-selecionada. Em contrapartida, os músculos bíceps femoral, adutor longo, glúteo máximo, glúteo médio, reto abdominal, oblíquo externo e eretor da espinha foram mais ativados durante a caminhada em PF na intensidade confortável.

A menor atividade encontrada nos músculos gastrocnêmio e sóleo no exercício aquático foi justificada pela não existência das forças verticais resultantes da ausência do contato com o fundo da piscina durante a caminhada em PF. Assim, pode ser sugerido que esses músculos não apresentem característica propulsora tão fundamental nessa forma de exercício aquático. Por outro lado, a maior atividade dos músculos envolvidos nas articulações do joelho, quadril e coluna foi atribuída a maior amplitude de movimento dessas articulações e/ou ao diferente posicionamento das mesmas durante a caminhada em PF (KANEDA *et al.*, 2008b,c). Dessa forma, tais músculos parecem muito mais importantes durante a caminhada em PF comparada a sua importância na caminhada em PR ou em TE.

2.3.5 CONSIDERAÇÕES ACERCA DA CAMINHADA DE IDOSOS.

Apesar da importância dos programas de exercícios aquáticos para a população idosa, a grande maioria dos estudos até o momento envolvendo a caminhada analisou as características cinemáticas e eletromiográficas dessa modalidade em adultos jovens. Todavia, tais características da caminhada em idosos podem diferir daquelas associadas a indivíduos jovens e adultos devido às questões neuromusculares relacionadas ao envelhecimento (JUDGE *et al.*, 1996; PRINCE *et al.*, 1997). Com o envelhecimento, o sistema músculo-esquelético apresenta um tempo de resposta mais lento e variável além de uma grande redução na capacidade de produção de força (sarcopenia), os quais de forma associada provocam uma diminuição na amplitude dos movimentos desses indivíduos (JUDGE *et al.*, 1996; PRINCE *et al.*, 1997; NARICI *et al.*, 2003). Basicamente, indivíduos idosos apresentam menor comprimento e duração da passada, e maior período de apoio durante a caminhada em TE e PR (MASUMOTO *et al.*, 2007a; BARELA & DUARTE, 2008). Essas alterações cinemáticas parecem acompanhadas de uma maior exigência dos músculos do quadril (reto femoral e bíceps femoral) e uma menor exigência sobre o músculo gastrocnêmio para a caminhada de idosos (MASUMOTO *et al.*, 2007a).

No que se refere especificamente às características cinemáticas da caminhada de idosos em TE, as principais alterações observadas são a redução da velocidade de deslocamento horizontal, o menor comprimento de passada, menor amplitude de movimento em algumas articulações do membro inferior, como o tornozelo (embora o comportamento ao longo de um ciclo de passada seja

semelhante), e redução na capacidade de produção de força dos flexores plantares (capacidade de propulsão diminuída) (PRINCE *et al.*, 1997; BARELA & DUARTE, 2008). Apesar das alterações cinemáticas, o comportamento do sinal EMG de diversos músculos do membro inferior e do tronco parece similar ao de indivíduos jovens ao longo de um ciclo completo de passada, embora a magnitude dessa atividade possa ser reduzida (PRINCE *et al.*, 1997; BARELA & DUARTE, 2008). Bem como para o sinal EMG, o comportamento das forças de reação do solo também apresenta o mesmo padrão de jovens, em idosos caminhando em TE (BARELA *et al.*, 2006; BARELA & DUARTE, 2008).

Em relação às diferentes características cinemáticas da caminhada de idosos comparadas as de adultos jovens em PR, alterações referentes a um menor comprimento de passada, menor duração da passada e maior período de contato com o solo são similares àquelas encontradas em TE (BARELA & DUARTE, 2008). Contudo, indivíduos idosos parecem caminhar em uma mesma velocidade (auto-selecionada) em PR comparado a indivíduos jovens. Esse comportamento é diferente do encontrado em TE. A amplitude de movimento angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo também parecem similares em magnitude e em comportamento ao longo de um ciclo de passada em indivíduos de diferentes faixas etárias caminhando em PR. Entretanto, pequenas alterações nos ângulos de quadril, joelho e tornozelo podem ser encontradas em momentos específicos do ciclo como o contato inicial e o início do período de balanço.

No que diz respeito às análises de atividade muscular, tem-se mostrado similar o comportamento do sinal EMG de músculos do membro inferior e do

tronco entre idosos e jovens durante a caminhada em TE e em PR (BARELA & DUARTE, 2008). No entanto, a magnitude da ativação de músculos flexores e extensores do quadril (reto femoral e bíceps femoral) aparece aproximadamente 56% maior enquanto a atividade dos flexores plantares (gastrocnêmio) encontra-se 31% menor em indivíduos idosos comparados a indivíduos jovens (MASUMOTO *et al.*, 2007a).

Assim, ao caminhar em TE ou em PR, indivíduos idosos parecem adotar uma estratégia um pouco diferente daquela adotada por indivíduos jovens. A possibilidade dos idosos caminharem em PR com uma mesma velocidade (intensidade) auto-selecionada comparada a de indivíduos jovens indica que a menor capacidade de produção de força propulsiva dos flexores plantares (principal fator associado à redução da velocidade de caminhada em TE) não possui a mesma relevância em ambiente aquático em PR. Isso pode ser explicado pela presença da força empuxo (menor necessidade de força para a propulsão do peso corporal) nesse ambiente. Por outro lado, a maior densidade do fluido aquático tende a dificultar o deslocamento nesse ambiente. Assim, idosos parecem utilizar preferencialmente a musculatura do quadril para essa tarefa.

Embora as características biomecânicas da caminhada de idosos tenham sido descritas em TE e PR, essas ainda não foram descritas em PF e nem comparadas com as apresentadas em TE e PR. Compreendendo que as características cinemáticas e eletromiográficas da caminhada de indivíduos idosos diferem daquelas encontradas em adultos jovens em TE e PR, torna-se necessário avaliá-las nessa população em PF. Isso poderia auxiliar na prescrição de programas de treinamento e de reabilitação para essa população.

3. MATERIAS E MÉTODOS

3.1. Amostra

A amostra foi composta por 12 mulheres idosas ($63,15 \pm 4,51$ anos) participantes do programa de atividade física em ambiente aquático (*jogging* treinamento) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEF-UFRGS).

3.1.1. CÁLCULO DO TAMANHO DA AMOSTRA

Para o presente estudo, o “n” amostral foi calculado com base no estudo de BARELA & DUARTE (2008), que analisou as características cinemáticas e eletromiográficas da caminhada nos diferentes meios em jovens e idosos. Optou-se por este estudo para o cálculo amostral, devido à semelhança com as avaliações realizadas no presente estudo.

O cálculo foi realizado para amostras emparelhadas através do programa PEPI versão 4.0, onde foram adotados um nível de significância de 0,05 e um poder de 80%. Com base nos desvios-padrão e nas diferenças entre as médias obtidas no estudo supracitado, os cálculos realizados demonstraram a necessidade de um “n” de no mínimo 10 e 12 indivíduos para as análises eletromiográfica e cinemática, respectivamente.

3.1.2. CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Foram selecionadas mulheres saudáveis, com idades entre 60 e 80 anos. Todas as mulheres estavam engajadas no programa de *jogging* treinamento da ESEF-UFRGS pelo menos seis meses antes da realização do estudo, apresentando assiduidade mínima de 75%. Esse programa é realizado com a frequência de duas aulas semanais, com a duração de quarenta e cinco minutos cada. Foram selecionadas mulheres isentas de doenças neuromusculares ou ósteo-articulares severas que modificassem o padrão normal da caminhada. Não foram selecionadas mulheres que fizessem reposição hormonal ou fumantes. Também não foram selecionadas mulheres obesas, para isso o ponto de corte para o índice de massa corporal (IMC) foi de 30kg/m^2 (OGDEN *et al.*, 2006).

3.1.3. PROCEDIMENTOS PARA SELEÇÃO DA AMOSTRA

A amostra foi selecionada por conveniência via comunicação oral. As voluntárias compareceram em data e horários pré-estabelecidos para as sessões de coleta de dados.

3.1.4. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Cada indivíduo foi informado dos procedimentos desse estudo através de um termo de consentimento (Anexo 1), o qual foi previamente submetido e

aprovado (2007923) pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS. A leitura e a assinatura do termo de consentimento foi realizada individualmente e anteriormente a realização das coletas.

3.2. Variáveis

3.2.1. VARIÁVEIS DEPENDENTES

- Velocidade de deslocamento;
- Comprimento e duração do ciclo de passada;
- Duração do período de apoio do ciclo de passada;
- Amplitude de movimento angular total do segmento tronco, e das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo.
- Amplitude do sinal EMG dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio lateral (GAS) e reto femoral (RF) durante um ciclo completo de passada;
- Amplitude do sinal EMG dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio lateral (GAS) e reto femoral (RF) durante o período de apoio do ciclo de passada;
- Amplitude do sinal EMG dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio lateral (GAS) e reto femoral (RF) durante o período de balanço do ciclo de passada;

3.2.2. VARIÁVEIS INDEPENDENTES

- Exercício de caminhada com intensidade de esforço confortável auto-selecionada realizado em:
 - Ambiente terrestre (TE);
 - Ambiente Aquático em Piscina Rasa (PR);
 - Ambiente Aquático em Piscina Funda (PF).

3.2.3. VARIÁVEIS DE CONTROLE

- Temperatura da água mantida entre 30 e 31°C.
- Profundidade de imersão: mantida entre processo xifóide e os ombros.

3.2.4. VARIÁVEIS DE CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

- Idade;
- Estatura;
- Massa corporal (MC);
- Índice de massa corporal (IMC);
- Percentual de massa corporal magra (%MM);
- Percentual de massa corporal gorda (%G);
- Consumo de oxigênio máximo ($VO_{2máx}$);
- Frequência cardíaca máxima ($FC_{máx}$).

3.3. Instrumentos de Medida

3.3.1. FICHAS DE COLETA DE DADOS

Para o registro dos dados de idade e das características antropométricas da amostra foi utilizada uma ficha de dados individuais (Anexo 2).

Para a coleta de dados em exercício foi utilizada uma ficha na qual constam os dados dos sujeitos da amostra e tabelas para o registro dos dados EMG para as duas situações de CVM e para as três situações de caminhada (Anexo 3).

3.3.2. CARACTERIZAÇÃO E CONTROLE

3.3.2.1 Balança

Para a determinação da massa corporal foi utilizada uma balança de alavanca, da marca FILIZOLA, com resolução de 100 gramas.

3.3.2.2 Estadiômetro

Para a determinação da estatura foi utilizado um estadiômetro da marca FILIZOLA com resolução de 1 mm.

3.3.2.3 Plicômetro

Para a medida das dobras cutâneas foi utilizado um plicômetro da marca LANGE, com resolução de 1 mm.

3.3.2.4 Analisador de gases portátil

Para a avaliação do consumo de oxigênio foi utilizado um analisador de gases portátil do tipo caixa de mistura, modelo VO2000, da marca INBRAMED (Porto Alegre, Brasil). Esse foi acoplado a um pneumotacógrafo, com variação de 2 a 225 l.min⁻¹ para fluxos baixo, médio e alto. A taxa de amostragem dos valores coletados pelo equipamento é de um ponto a cada 10 segundos. A fonte de alimentação utilizada foi uma fonte chaveada HAYAMA, modelo CH 1220 (Londrina, PR), e os dados foram transmitidos por conexão a um microcomputador via entrada USB.

3.3.2.5 Máscara

Para a coleta dos gases respiratórios foi utilizada uma máscara de neopreme, a qual foi acoplada ao pneumotacógrafo.

3.3.2.6 Sensor de batimentos cardíacos

Para a avaliação da frequência cardíaca foi utilizado um transmissor FS1TM, da marca POLAR.

3.3.2.7 Esteira

Para a realização do teste de esforço máximo no intuito de coletar o VO_{2máx} dos indivíduos foi utilizada uma esteira da marca QUINTON, com resolução para a velocidade de 0,01 km.h⁻¹ e de 1% para a inclinação.

3.3.2.8 Termômetro

Para a verificação da temperatura da água, foi utilizado um termômetro químico, de líquido vermelho, da marca INCOTERM, com resolução de 1°C.

3.3.3 CINEMÁTICA

3.3.3.1 Sistema de Filmagem

O sistema de filmagem foi constituído por uma câmera JVC GR-DVL9800 Mini DV Digital Camcorder, de 25 Hz, um tripé, uma lâmpada fria para a iluminação dos pontos reflexíveis e um calibrador de quatro pontos.

3.3.3.2 Fitas

Para a gravação da filmagem foram utilizadas fitas Mini DV, marca SONY.

3.3.3.3 Marcadores Reflexíveis

Para marcar os pontos anatômicos do membro inferior analisado foram utilizados marcadores reflexíveis adesivos de 2 cm de diâmetro.

3.3.4 ELETROMIOGRAFIA

3.3.4.1 Eletromiógrafo

Para a aquisição dos dados eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo Miotool 400, da marca MIOTEC Equipamentos Biomédicos (Porto Alegre, Brasil).

Esse equipamento é composto por um sistema de 4 canais, com frequência de amostragem de 2000 Hz por canal, variação de ganho de 200 a 1000 vezes e modo comum de rejeição de 126dB. Esse equipamento tem energia fornecida por um Sistema de Baterias. Os dados adquiridos foram transmitidos em conexão a um microcomputador via porta USB.

3.3.4.2 Eletrodos de Superfície

Foram utilizados eletrodos de superfície adesivos, com 10 mm de raio de área condutora e 20 mm de raio total, com configuração bipolar modelo HAL 242.

3.3.4.3 Adesivos Oclusivos

Para o isolamento dos eletrodos foram utilizados adesivos oclusivos transparentes TEGADERM da marca 3M, modelo 1634W, com dimensões 6 cm X 7 cm (pequena) e modelo 1626W, com dimensões 10 cm X 12 cm (grande).

3.3.4.4 Silicone

Para auxiliar o isolamento dos eletrodos foi utilizada cola de silicone transparente Loctite Super Flex.

3.3.4.5 Secador

Para a secagem da cola de silicone foram utilizados secadores de cabelo.

3.3.4.6 Multímetro

Foi utilizado um multímetro modelo DT-830B, da marca SMART, para mensurar a resistência entre os eletrodos e a pele.

3.3.4.7 Goniômetro

Foi utilizado um goniômetro de acrílico, da marca CARCI, para medir os ângulos do tronco, quadril, joelho e tornozelo na realização das contrações voluntárias máximas.

3.3.5 ALINHAMENTO DA CINEMÁTICA COM A ELETROMIOGRAFIA

Para o alinhamento da cinemática com o sinal EMG foi utilizado um segundo eletromiógrafo MIOTOOL de apenas dois canais e características idênticas ao descrito anteriormente. Um sistema de *trigger* manual foi acoplado a esse segundo eletromiográfico. Dessa forma, quando acionado o *trigger*, ao mesmo tempo em que um pulso era armazenado ao sistema de EMG (quinto canal), um sinal luminoso era aceso em um LED em ambiente aquático ou terrestre no local onde foi realizada a filmagem, para o alinhamento.

3.4 Procedimento Para Coleta De Dados

3.4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A caracterização da amostra foi realizada em duas sessões separadas por uma semana. Ambas as sessões foram realizadas no LAPEX da UFRGS.

Na primeira sessão, após assinar o termo de consentimento livre e esclarecido os sujeitos foram preparados (roupas adequadas) para a coleta dos dados de massa, estatura e composição corporal. Para tanto, foi realizada a mensuração da massa corporal e da estatura na balança e no estadiômetro, respectivamente. O IMC foi calculado a partir da razão entre a Massa Corporal (kg) e a Estatura (m) elevada ao quadrado. Após, as dobras cutâneas tricipital, subescapular, peitoral, axilar-média, supra-iliaca, abdominal e coxa foram medidas com um plicômetro e, finalmente, a densidade corporal foi estimada utilizando-se o protocolo de sete dobras cutâneas proposto por JACKSON *et al.* (1980). A composição corporal foi estimada por meio da fórmula de SIRI *apud* HEYWARD & STOLARCZYK (2000). Ainda nessa primeira sessão, os indivíduos caminharam a 3 km/h durante 5 minutos, em esteira, utilizando a máscara de neopreme para a familiarização com o protocolo do teste máximo de esforço.

Na segunda sessão, os indivíduos realizaram um teste máximo de esforço em esteira rolante para a avaliação do consumo de oxigênio máximo e da frequência cardíaca máxima. Nessa perspectiva, primeiramente o ergoespirômetro foi calibrado para posterior coleta dos gases. Assim, os dados referentes ao

indivíduo avaliado (massa corporal, estatura, idade e sexo) foram registrados no equipamento. Também, foi selecionado o tipo de fluxo a ser usado (baixo para a situação de repouso e médio para a situação de exercício), de acordo com o pneumotacógrafo, que foi acoplado a um adaptador e esse a uma máscara de neoprene, ajustada em cada indivíduo de forma a evitar qualquer escape de ar.

Posteriormente, os indivíduos foram posicionados sentados em uma cadeira sobre a esteira rolante onde o sensor de batimentos cardíacos foi posicionado ao nível do processo xifóide. O início do teste de esforço foi realizado com a taxa de troca respiratória (RER) abaixo de 0,85 para todos os indivíduos. O protocolo realizado foi de carga incremental (em rampa) com uma velocidade inicial de 3 km/h com 1% de inclinação durante 2 min. Posteriormente, houve incrementos de 1 km/h na velocidade da esteira a cada 2 minutos de exercício, com manutenção da inclinação, até que os indivíduos atingissem o máximo esforço. O teste foi interrompido quando o indivíduo indicava sua exaustão, através de um sinal manual. A avaliação foi considerada válida se algum dos seguintes critérios fossem alcançados ao final do teste (HOWLEY *et al.*, 1995): Frequência cardíaca máxima estimada ($220 - \text{idade}$), ocorrência de um platô no VO_2 com o aumento da velocidade da esteira ou obtenção de uma RER maior do que 1,1.

Na existência do platô, o valor médio dos pontos foi considerado como $\text{VO}_{2\text{máx}}$. Todavia, quando este não fora alcançado, foi aceito maior valor obtido no último minuto de exercício ($\text{VO}_{2\text{pico}}$). A frequência cardíaca máxima foi calculada como a média dos valores registrados a cada 10 s no último minuto de exercício.

Para cada sessão de coleta, o analisador de gases foi ligado, e permaneceu assim durante 30 min, para aquecimento e estabilização das células de análise de gases. Após esse período, duas calibrações automáticas foram realizadas em ambiente livre de altas concentrações de CO₂ (King et al., 1999).

3.4.2 FAMILIARIZAÇÃO DA AMOSTRA

Apesar da grande familiaridade da amostra com o ambiente aquático e os exercícios de caminhada avaliados, todas as mulheres foram familiarizadas com o protocolo específico de coleta de dados em pelo menos três oportunidades (antes, durante ou após as aulas do projeto de *Jogging* aquático) previamente a coleta de dados. Assim, elas caminharam nas três situações (TE, PR e PF) com distância padronizada e intensidade de esforço auto-selecionada confortável. Uma atenção especial foi dada para a familiarização da caminhada em PR, uma vez que esta foi realizada sobre uma plataforma montada com redutores de profundidade a qual os indivíduos não estavam familiarizados.

3.4.3 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

O protocolo experimental foi realizado em um terceiro momento no Centro Natatório da ESEF-UFRGS. Esse foi dividido em dois momentos: protocolo terrestre e protocolo aquático.

O protocolo terrestre consistiu na realização de contrações voluntárias máximas pré-exercício terrestre (CVM 1), e pós-exercícios aquáticos (CVM 2) para

os músculos avaliados e na realização do exercício de caminhada em TE. Durante o protocolo aquático, foi realizada a caminhada em ambiente aquático A e a caminhada em ambiente aquático B, em PR ou em PF conforme determinação aleatória. A preferência pela realização do protocolo terrestre previamente ao protocolo aquático, deveu-se exclusivamente pela necessidade de preservação do isolamento dos eletrodos para a coleta do sinal EMG em ambiente aquático. O protocolo experimental pode ser visualizado na Figura 5:

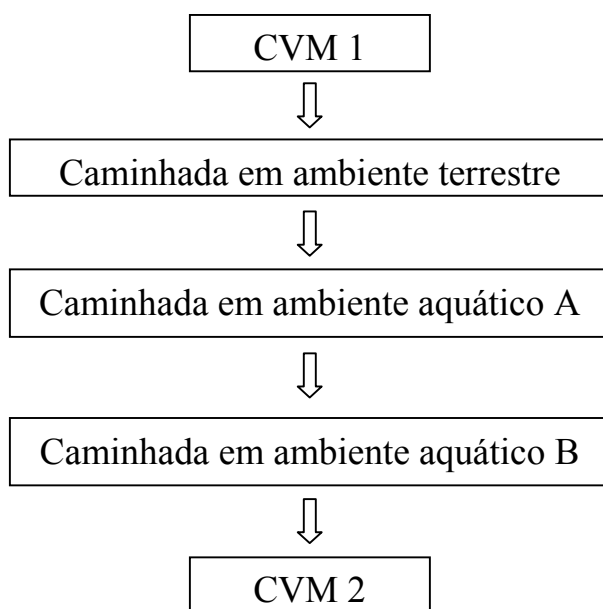


Figura 5: Seqüência de eventos do protocolo experimental.

3.4.3.1 Calibração da Filmagem

Antes de cada um dos protocolos (terrestre e aquático), objetivando a determinação dos parâmetros lineares e angulares do modelo espacial e na tentativa de eliminar possíveis efeitos de refração, foi realizada a filmagem de um calibrador contendo quatro pontos reflexíveis, formando entre eles, um quadrado

com 1 m de lado. O calibrador era posicionado no mesmo lugar no qual os sujeitos realizaram os exercícios, e retirado após 15 s de filmagem do mesmo. Em seguida, iniciava-se o protocolo de coleta de dados.

Nas três situações experimentais a filmagem foi realizada a 3 m de distância do plano sagital dos sujeitos. Para a caminhada em PR e em PF, a filmagem foi realizada através de visores laterais, a 20 cm do fundo da piscina, que permitiram a realização da filmagem fora da água.

3.4.3.2 Posicionamento dos Marcadores Reflexíveis

Previamente a coleta dos dados, marcadores reflexíveis foram posicionados no tronco (face lateral das costelas utilizando como referência à distância média de uma linha reta traçada entre o processo espinhoso de T10 e o apêndice xifóide), no quadril (trocânter maior do fêmur), no joelho (epicôndilo lateral do fêmur), no tornozelo (maléolo lateral da fíbula) e no pé (quinto metatarso) sempre do lado esquerdo do corpo dos indivíduos (BARELA *et al.*, 2006; NAKAYAMA *et al.*, 2006).

3.4.3.3 Preparação da Pele e Colocação dos Eletrodos para a coleta do sinal EMG

Após o posicionamento dos marcadores, os indivíduos foram submetidos aos procedimentos de preparação para coleta do sinal EMG. Primeiramente, foram realizados os procedimentos de depilação, limpeza e abrasão da pele dos indivíduos com algodão umedecido em álcool na superfície muscular de interesse

(PINCIVERO *et al.*, 2000). Esses procedimentos foram realizados a fim de retirar as células mortas e diminuir a impedância da pele.

Posteriormente, os eletrodos foram colocados sobre as superfícies musculares de interesse do lado esquerdo do indivíduo, paralelamente ao direcionamento das fibras, de acordo com os procedimentos propostos por CHEVUTSCHI *et al.* (2007) para o músculo EC e entre a localização da principal zona de inervação muscular e a respectiva inserção distal, para os músculos RF, BF (porção longa) e GAS (porção lateral) (DeLUCA, 1997; RAINOLDI *et al.*, 2004a; SILVA *et al.*, 2007b). Essas referências foram utilizadas no sentido de evitar a ocorrência de um sinal interferencial ao longo do movimento (RAINOLDI *et al.*, 2004a). Após a colocação dos eletrodos o sinal EMG foi testado brevemente.

3.4.3.4 Isolamento dos Eletrodos

Segundo RAINOLDI *et al.* (2004b) e VENEZIANO *et al.* (2006), a utilização de adesivos impedindo a entrada e o contato da água com os eletrodos é a melhor solução para manter inalteradas a frequência e a amplitude do sinal EMG quando esse é coletado em ambiente aquático. Assim, o isolamento dos eletrodos foi realizado logo após o posicionamento dos eletrodos de superfície e previamente ao início do protocolo experimental no intuito de evitar ruídos no sinal decorrentes do contato dos eletrodos com a água (ALBERTON *et al.*, 2007).

O isolamento consistiu na utilização de adesivos oclusivos sobre os eletrodos, conforme metodologia descrita por FIGUEIREDO *et al.* (2004). Na saída dos cabos foi colocada cola de silicone para impedir a entrada de água no sistema, e essa foi secada com o auxílio de secadores comerciais durante

aproximadamente 1 hora e 30 min. Os cabos e os pré-amplificadores do eletromiógrafo foram fixados ao corpo dos indivíduos com fita adesiva para minimizar as interferências de baixas frequências no sinal devido ao movimento dos mesmos. Estudos prévios de ALBERTON *et al.* (2007, 2008) demonstraram que essa metodologia de isolamento utilizada não influencia as características do sinal EMG e a capacidade de produção de força isométrica máxima dos indivíduos, possibilitando a comparação da atividade muscular em exercícios realizados em diferentes ambientes.

Da mesma forma que o posicionamento dos marcadores reflexíveis, o posicionamento dos eletrodos e o procedimento de isolamento foram sempre realizados pelo mesmo pesquisador (equipe de pesquisadores), para todas as componentes da amostra. Um exemplo do indivíduo após o posicionamento dos marcadores reflexivos, o posicionamento e o isolamento dos eletrodos e da fixação dos cabos pode ser visto na Figura 6.

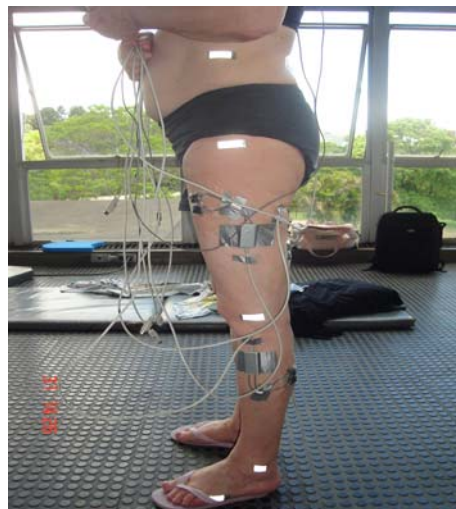


Figura 6: Posicionamento dos marcadores reflexivos e dos eletrodos de superfície isolados para a coleta dos dados.

3.4.3.5 Contração Voluntária Máxima (CVM)

A contração voluntária máxima dos músculos de interesse foi realizada fora da água antes do protocolo de exercícios terrestres (CVM 1) e após o protocolo de exercícios aquáticos (CVM 2). Optou-se pela realização das CVM's em ambiente terrestre para a preservação do isolamento dos eletrodos. Segundo PINTO *et al.*, (2009), não há diferença na capacidade de produção de força isométrica nem na atividade muscular durante CVM's realizadas em ambiente terrestre ou aquático para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial, reto femoral e bíceps femoral (porção longa) em uma situação controlada. As condições nas quais as CVM's foram realizadas neste estudo em ambiente terrestre para os músculos reto femoral e bíceps femoral foram às mesmas utilizadas no presente estudo.

Os dados referentes a CVM 1 foram utilizados para a normalização da amplitude do sinal EMG coletado nas diferentes situações experimentais. Os dados referentes a CVM 2 foram comparados aos dados da CVM 1 no intuito de analisar a possível interferência da água sobre o sinal EMG ao final da sessão e a eficácia do sistema de isolamento.

Foi realizada uma CVM isométrica para cada um dos músculos de interesse. Cada CVM teve a duração de 5 s e foi permitido um intervalo de 3 min entre elas (PINCIVERO *et al.*, 2000). As articulações dos indivíduos foram posicionadas com o auxílio de um goniômetro para que a CVM fosse realizada contra resistência fixa em ângulo favorável para a produção de força muscular. Todas as CVM's, exceto a realizada para o músculo EC, foram realizadas em uma gaiola de alumínio especialmente desenhada para facilitar a fixação dos indivíduos e o oferecimento de resistência fixa para a contração muscular (Figura 7).

Para o músculo RF a CVM isométrica foi realizada com os indivíduos sentados na gaiola mantendo as articulações do quadril e do joelho em um ângulo de 90° e o tronco ereto. O tronco e o quadril foram fixados a gaiola por fitas adesivas. Os indivíduos foram encorajados a fazer força no sentido da flexão do quadril contra resistência fixa imposta no terço distal anterior da coxa. Posição semelhante foi adotada para a CVM isométrica do músculo BF, no entanto os indivíduos foram encorajados a fazer força no sentido da extensão do quadril contra resistência fixa imposta no terço distal posterior da coxa (Figura 7). Similarmente, para a CVM do músculo GAS, os indivíduos foram posicionados na mesma gaiola com ângulos de quadril e joelho conforme descrito anteriormente. Contudo, os pés dos indivíduos foram apoiados em um manete. Durante a CVM, o ângulo do tornozelo (segmentos tíbia e pé) foi mantido em 90° e os indivíduos foram encorajados a fazer força no sentido de flexão plantar do tornozelo contra resistência fixa imposta no antepé, próximo aos dedos.



Figura 7: Posicionamento dos indivíduos na gaiola para a realização das CVM's dos músculos reto femoral, bíceps femoral (foto) e gastrocnêmio.

Por fim, para a realização da CVM isométrica do músculo EC, os indivíduos foram sentados com os braços cruzados no peito, o tronco ereto, os pés apoiados no solo (seguros por um voluntário) e com os joelhos semiflexionados. Então, o tronco dos indivíduos foi levemente inclinado para trás, em aproximadamente 30° . Os indivíduos foram encorajados a realizar força na extensão do tronco contra resistência manual oferecida por outro voluntário na parte posterior dos ombros (escápulas) (Figura 8).



Figura 8: Posicionamento dos indivíduos para a realização da CVM para o músculo eretor da coluna.

3.4.3.6 Repetibilidade do sinal EMG

No intuito de avaliar a eficácia do sistema de isolamento dos eletrodos de superfície proposto no presente estudo, a repetibilidade dos dados EMG foi analisada comparando-se o sinal EMG entre as situações de CVM pré-protocolo de exercícios (CVM1) e de CVM pós-protocolo de exercícios (CVM2) em todos os músculos analisados. Sabe-se que o contato da água com os eletrodos influencia diretamente as características do sinal adquirido (VENEZIANO *et al.*, 2006). Dessa

forma, avaliar a semelhança do sinal EMG pré e pós um protocolo de coleta aquático torna-se de fundamental importância para assegurar que as diferenças encontradas não estão relacionadas à interferência da água sobre o sistema, mas sim aos diferentes exercícios realizados.

3.4.3.7 Determinação das Variáveis nos Exercícios

Os exercícios realizados foram à caminhada em TE e as caminhadas em ambiente aquático (PR e PF). Os indivíduos foram orientados a prática normal da caminhada, com deslocamento, em ambos os ambientes. No intuito de manter o padrão de movimento o mais similar possível da situação real, os indivíduos foram instruídos a manter o movimento dos braços normalmente ao lado do corpo, porém com as mãos fechadas, para que nenhum artifício de apoio no meio aquático fosse utilizado no intuito de facilitar a propulsão do movimento.

Em todas as situações os indivíduos deslocaram-se em linha reta, percorrendo uma distância de 4 m. A filmagem no plano sagital esquerdo dos indivíduos foi realizada na faixa central do percurso (entre 1 e 3 m). Em cada uma das três situações experimentais, a caminhada foi realizada durante cinco tentativas. Em todos os exercícios, a aquisição dos dados cinemáticos e eletromiográficos iniciou-se imediatamente antes do início da caminhada.

O protocolo de exercício terrestre foi realizado em uma sala com a temperatura ambiente entre 25 e 30°C. Já o protocolo de exercício aquático foi realizado em uma piscina semi-olímpica com dimensões de 25 m (comprimento) X 16 m (largura) X 2 m (profundidade) e temperatura da água entre 30 e 31°C.

Para que os indivíduos pudessem caminhar nessa piscina com o contato do pé com o solo, seis redutores de profundidade (134 cm comprimento x 42 cm largura x 40 cm altura) foram posicionados aos pares para a construção de uma plataforma no intuito de possibilitar a caminhada em PR (Figura 9). A altura dos redutores era regulada sempre de 10 em 10 cm de acordo com a altura dos indivíduos para que a profundidade de imersão não ultrapassasse a profundidade dos ombros.

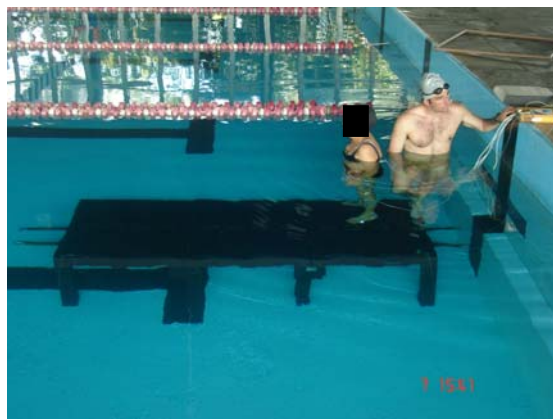


Figura 9: Plataforma utilizada durante a caminhada em PR.

Por sua vez, o exercício de caminhada em PF foi realizado com o auxílio de um cinturão flutuador, para que os indivíduos pudessem se exercitar sem o contato dos pés com o solo (Figura 10). Em ambas as situações do exercício aquático a profundidade de imersão dos indivíduos foi mantida entre o apêndice xifóide e os ombros.



Figura 10: Exercício de caminhada em PF.

3.5 Tratamento Dos Dados

3.5.1 DADOS CINEMÁTICOS

Para análise dos dados cinemáticos e eletromiográficos o ciclo completo de passada foi caracterizado nos exercícios de caminhada em TE e em PR como dois pontos consecutivos de contato do calcanhar esquerdo com o solo. O período de apoio foi definido como o período entre o contato do calcanhar com o solo e a retirada dos dedos, enquanto o período de balanço foi definido como o período entre a retirada dos dedos e o próximo contato do calcanhar com o solo (KANEDA *et al.*, 2008b).

Já o ciclo completo de passada para a caminhada em PF foi caracterizada entre dois momentos consecutivos de posição mais flexionada do quadril (ponto em que o joelho encontra-se mais à frente do corpo). Nessa perspectiva, o período

de apoio (propulsão) foi definido como o período entre a posição mais flexionada e a posição mais estendida do quadril (relacionada ao ponto máximo de extensão do joelho). Conseqüentemente, o período de balanço (recuperação) foi definido como o período entre a máxima extensão e a máxima flexão do quadril (KANEDA *et al.*, 2008b).

A partir das definições apresentadas, a velocidade (m/s) de deslocamento dos indivíduos foi calculada pela razão entre a distância percorrida (m) e o tempo (s). O comprimento de passada (m) foi considerado a distância percorrida em um ciclo completo de passada. A duração da passada (s) foi mensurada a partir do tempo total para realizar um ciclo completo de passada e a duração da fase de apoio (%) foi mensurada a partir da duração do período de apoio em relação à duração do ciclo completo de passada.

Por outro lado, as variáveis angulares foram obtidas a partir das relações estipuladas em um modelo espacial com cinco pontos e quatro segmentos corporais (tronco, coxa, perna e pé). A amplitude total de movimento angular do segmento tronco foi mensurada pelo ângulo formado pelo segmento tronco e uma linha reta vertical imaginária passando sobre o ponto do quadril. A amplitude total de movimento angular da articulação do quadril foi mensurada pelo ângulo interno formado a partir do segmento tronco e do segmento coxa. A amplitude total de movimento angular da articulação do joelho foi mensurada pelo ângulo interno formado a partir dos segmentos coxa e perna. Por fim, a amplitude total de movimento angular do tornozelo foi mensurada por um ângulo interno formado a partir dos segmentos perna e pé. O modelo espacial criado pode ser esquematicamente visualizado na Figura 11.

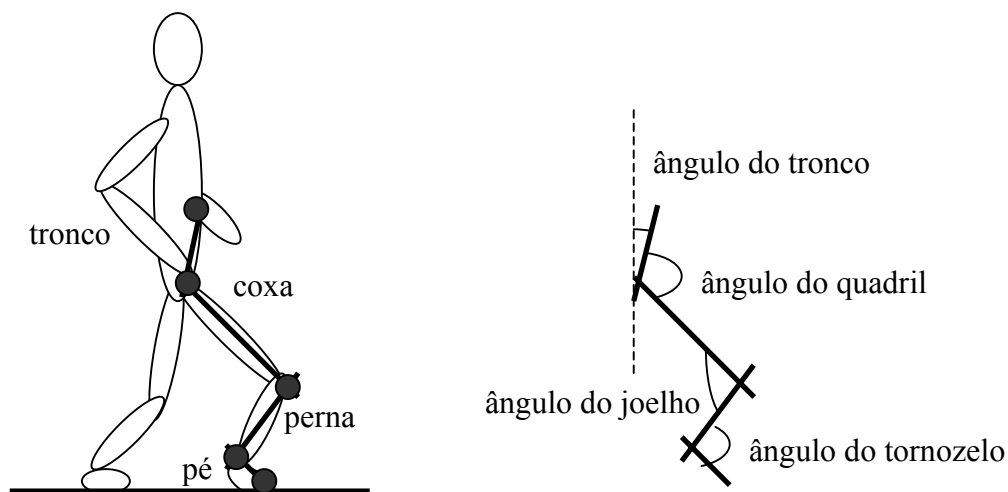


Figura 11: Esquema do modelo espacial criado para o cálculo das variáveis cinemáticas angulares.

Assim, as fitas gravadas contendo a filmagem correspondente às cinco tentativas em cada uma das três situações experimentais para cada indivíduo foram descarregadas em um microcomputador no *software* Adobe Premiére, onde foram desentrelaçadas de 25 para 50 Hz, gerando arquivos de filmagem (*.avi). A partir desses arquivos, os pontos reflexíveis referentes a dois ciclos de passada em cada uma das cinco tentativas (10 ciclos por situação experimental, 30 ciclos no total) foram digitalizados de forma automática e/ou manual, no *software* DVIDEOW, gerando novos arquivos (*.dat). A partir dos novos arquivos gerados foi possível reconstruir as coordenadas reais, utilizando-se as coordenadas do calibrador, através dos procedimentos de transformação linear direta (DLT) e posterior geração de arquivos de vídeo (2D) para análise.

Todos os cálculos de variáveis cinemáticas lineares e angulares foram processados (filtro passa-baixa 10Hz em todos os marcadores) em rotinas específicas criadas no *software* Matlab versão 5.3 a partir da análise dos arquivos

2D. Arquivos (curvas) de posição angular do tronco, quadril, joelho e tornozelo pelo tempo também foram gerados para cada ciclo de passada de cada indivíduo. Posteriormente essas curvas foram exportadas (*PRN) para o *software* Microsoft Excel versão 2004 para normalização do tempo (0 a 100% em intervalos de 5%) pela duração da passada de cada indivíduo e para o cálculo dos valores médios de posição angular das 10 curvas de cada indivíduo (intra-sujeito). Posteriormente, obteve-se a média entre os valores médios de cada um dos indivíduos da amostra. Todos os resultados apresentados se referem à comparação dos valores médios entre indivíduos em cada uma das três situações experimentais.

3.5.2 DADOS ELETROMIOGRÁFICOS

O sinal EMG captado durante as coletas de dados foi gravado em um microcomputador (ACER) pelo *software* Miograph versão 3.0. Visto que a solução de conversão analógica digital (A/D) do eletromiógrafo Miotool é equipada com PGA's (Program Gains) internos, o próprio programa de aquisição dos sinais EMG (que é responsável pela programação dos PGA's) sabe os valores de ganhos que estão sendo utilizados na aquisição, fazendo a compensação destes valores automaticamente, sem haver a necessidade de divisões posteriores à aquisição.

Então, os arquivos (*.mio) foram exportados para o tratamento e a análise do sinal EMG no *software* SAD32. Primeiramente, tanto nas curvas referentes as CVM's (1 e 2) quanto naquelas referentes aos exercícios de caminhada, foi realizada a remoção dos componentes contínuos do sinal EMG. A seguir foi

realizada a filtragem digital do sinal utilizando-se um filtro passa-banda *Butterworth* (5ª ordem) com freqüências de corte entre 25 e 500 Hz (DeLUCA, 1997).

Das curvas do sinal EMG de amplitude pelo tempo, correspondente as CVM's isométricas (duração de 5 s), foram feitos recortes entre os tempos 2 e 4 s, para a obtenção dos valores *root mean square* (RMS) para cada músculo de cada indivíduo. Posteriormente, esse recorte foi transformado para o domínio da freqüência através de uma FFT (*Fast Fourier Transform*) para a obtenção dos valores de freqüência mediana (FM). Os valores RMS obtidos na CVM 1 (pré-exercício terrestre) foram utilizados para normalizar os dados eletromiográficos das diferentes situações experimentais de exercício. Além disso, esses valores (RMS e FM) foram comparados aos valores (RMS e FM) da CVM 2 pós-exercício aquático para avaliar a interferência do ambiente líquido e do protocolo de exercícios realizado sobre os aspectos de amplitude e freqüência do sinal EMG ao final da sessão.

Em relação às curvas do sinal EMG de amplitude pelo tempo obtidas durante os três exercícios de caminhada (10 curvas por exercício), a partir dos pontos de tempo inicial e final do ciclo completo de passada, do período de apoio e do período de balanço foram realizados os recortes por exercício para cada músculo avaliado de cada indivíduo. Assim, cada uma das dez curvas obtidas referentes ao ciclo completo de cada indivíduo deu origem a outras vinte curvas (10 = período de apoio e 10 = período de balanço). Então, foi calculado o valor RMS para cada uma das curvas. Posteriormente, foi calculada a média dos valores RMS das dez curvas referentes ao ciclo completo de passada, das dez curvas referentes ao período de apoio e das curvas referentes ao período de

balanço de cada indivíduo. Esse valor médio RMS foi então normalizado em percentual pela CVM1 (%CVM) para cada indivíduo. Finalmente, uma nova média dos valores RMS normalizados foi realizada entre os indivíduos para a representação da atividade muscular total ao longo de um ciclo completo de passada, do período de apoio e do período de balanço. Esses valores foram utilizados para posterior análise estatística.

Para a descrição da atividade muscular ao longo de um ciclo completo de passada, sobre cada um dos 10 ciclos completos de passada recortados por indivíduo, no intuito de suavizar o sinal EMG, foi realizado um “envelope” RMS, do tipo *Hamming*. Esse “envelope” foi caracterizado por um janelamento móvel dos pontos (*moving average*) de 200 ms (BASMAJIAN & DeLUCA, 1985). Após a suavização das curvas, essas foram normalizadas no tempo (0 a 100%) e na amplitude (%CVM). Posteriormente, todas as curvas de uma mesma situação experimental foram interpoladas pela de menor número de pontos.

Uma vez interpoladas, as curvas foram exportadas (*PRN) para posterior análise no *software* Microsoft Excel versão 2004. Então, foram calculados os valores médios de atividade muscular ao longo dos dez ciclos completos de passada para cada indivíduo (0 a 100% a cada 1%). A partir desses valores uma nova média foi realizada para a representação da curva média dos diferentes sujeitos em cada situação experimental.

3.6 Desenho Experimental

Fase do Experimento	Tratamentos	Testes
A	X ₁	O ₁ - O ₂ - O ₃ - O ₄
	X ₂	O ₁ - O ₂ - O ₃ - O ₄
B	X ₃	O ₁ - O ₂ - O ₃ - O ₄ - O ₅ - O ₆ - O ₇ - O ₈ - O ₉
	X ₄	O ₁ - O ₂ - O ₃ - O ₄ - O ₅ - O ₆ - O ₇ - O ₈ - O ₉
	X ₅	O ₁ - O ₂ - O ₃ - O ₄ - O ₅ - O ₆ - O ₇ - O ₈ - O ₉

A = grupo experimental realizando a contração voluntária máxima isométrica.

B = grupo experimental realizando a caminhada.

X₁ = tratamento 1, contração voluntária máxima pré-protocolo de coletas.

X₂ = tratamento 2, contração voluntária máxima pós-protocolo de coletas.

X₃ = tratamento 3, realização da caminhada em TE.

X₄ = tratamento 4, realização da caminhada no ambiente aquático em PR.

X₅ = tratamento 5, realização da caminhada no ambiente aquático em PF.

O₁ = amplitude do sinal EMG do músculo BF.

O₂ = amplitude do sinal EMG do músculo EC.

O₃ = amplitude do sinal EMG do músculo GAS.

O₄ = amplitude do sinal EMG do músculo RF.

O₅ = velocidade, comprimento da passada, e duração da passada e do período de apoio.

O₆ = amplitude total de movimento do segmento tronco.

O₇ = amplitude total de movimento da articulação do quadril.

O₈ = amplitude total de movimento da articulação do joelho.

O₉ = amplitude total de movimento da articulação do tornozelo.

3.7 Análise Estatística

Para análise das variáveis foi utilizada estatística descritiva, com apresentação dos resultados em média e desvio padrão. Primeiramente foi realizado o teste de *Shapiro-Wilk* para verificar a normalidade dos dados (Anexos 4, 5 e 6).

Aceita a normalidade dos dados, para a comparação dos parâmetros relacionados à amplitude e a frequência do sinal EMG na CVM dos músculos analisados entre as situações pré e pós-exercício (repetibilidade EMG) foi utilizado o Teste T pareado (Anexo 4). Além disso, foi realizada uma análise através do coeficiente de correlação intraclassa (ICC) para verificar a repetibilidade do sinal EMG entre o início e o final da coleta de dados (Anexo 4).

Ainda, para a comparação das variáveis dependentes nas diferentes situações de exercício foi realizada uma Análise de Variância (ANOVA) para Medidas Repetidas (Anexos 5 e 6). E, para localizar as diferenças encontradas foi realizado um teste *post-hoc* de Bonferroni (Anexos 5 e 6).

Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no *software* SPSS 13.0, e o índice de significância aceito foi de $p < 0,05$.

4. RESULTADOS

4.1 Caracterização da amostra

A Tabela 1 apresenta as características antropométricas e fisiológicas da amostra do presente estudo.

Tabela 1: Valores de média e desvio padrão (DP) para a massa corporal, a estatura, o percentual de massa magra (%MM), o percentual de gordura corporal (%G), o índice de massa corporal (IMC), o consumo de oxigênio máximo ($VO_{2máx}$) e a frequência cardíaca máxima ($FC_{máx}$) das mulheres idosas (n=12).

	Média	DP
Massa Corporal (kg)	64,20	± 6,82
Estatura (m)	1,56	± 0,06
%MM	58,05	± 2,71
%G	41,94	± 2,76
IMC (kg/m^2)	26	± 2,00
$VO_{2máx}$ ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$)	24,76	± 5,42
FC_{Max} (bpm)	160	± 6,75

4.2 Repetibilidade do sinal EMG

Tabela 2: Média e desvio padrão (DP) dos valores *root mean square* (RMS) e de frequência mediana (FM) referentes à atividade dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio (GAS) e reto femoral (RF) durante as contrações voluntárias máximas isométricas pré (CVM1) e pós-protocolo de exercícios (CVM2), com os respectivos Coeficientes de Correlação Intraclasse (ICC).

	CVM1	CVM2	Sig.	ICC	Sig.
RMS BF	45,10 ± 9,06	43,07 ± 9,30	0,619	0,98	0,0001
RMS EC	67,19 ± 12,54	63,47 ± 11,33	0,276	0,91	0,0004
RMS GAS	53,35 ± 7,60	51,58 ± 6,21	0,167	0,97	0,0001
RMS RF	66,50 ± 12,63	63,44 ± 12,37	0,200	0,99	0,0001
FM BF	128,15 ± 7,70	125,13 ± 9,57	0,858	0,95	0,0001
FM EC	73,34 ± 3,95	71,62 ± 3,16	0,998	0,86	0,0052
FM GAS	154,52 ± 10,20	153,65 ± 9,60	0,959	0,98	0,0001
FM RF	88,07 ± 5,61	86,87 ± 4,63	0,476	0,98	0,0001

Não foram encontradas diferenças significativas entre os valores médios de CVM pré e pós-protocolo de exercícios. Além disso, altos valores de ICC, e significativos, foram encontrados na análise do sinal EMG realizada em relação tanto à amplitude quanto à frequência em todos os músculos mensurados.

Esses resultados revelam a eficácia do sistema de isolamento sobre os eletrodos utilizado no presente estudo. Dessa forma, pode-se afirmar que os

resultados referentes à análise do sinal EMG, posteriormente apresentados, não foram influenciados por interferência de contato com a água, mas sim pelas diferentes situações de caminhada realizadas.

4.3 Comparação das características cinemáticas e eletromiográficas de idosas caminhando nas diferentes situações experimentais

4.3.1 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS LINEARES

Os resultados da comparação das características cinemáticas lineares da caminhada de mulheres idosas nas diferentes situações experimentais podem ser visualizados na Tabela 3.

Tabela 3. Valores de média e desvio padrão para a velocidade de deslocamento linear, o comprimento, a duração e o período de apoio de idosas durante um ciclo de passada da caminhada em ambiente terrestre (TE), piscina rasa (PR) e piscina funda (PF).

	PF	PR	TE
Velocidade (m/s)	0,20 ± 0,02 ^a	0,29 ± 0,04 ^b	1,16 ± 0,25 ^c
Comprimento de passada (m)	0,33 ± 0,01 ^a	0,65 ± 0,11 ^b	1,24 ± 0,08 ^c
Duração da passada (s)	1,62 ± 0,21 ^b	2,22 ± 0,53 ^c	1,07 ± 0,06 ^a
Duração do período de apoio (%)	46,47 ± 2,25 ^a	57,14 ± 3,00 ^b	64,13 ± 2,70 ^c

Letras diferentes indicam diferença significativa entre as situações de exercício, $p < 0,05$.

Em relação as variáveis lineares, tanto a velocidade, quanto o comprimento da passada e a duração do período de apoio foram menores no exercício em PF quando comparado aos exercícios em PR e em TE ($p < 0,05$). Ainda, todas essas variáveis foram menores durante o exercício em PR quando comparado ao exercício em TE ($p < 0,05$). Em contrapartida, para a duração da passada, ambos os exercícios realizados no ambiente aquático (PR e PF) apresentaram valores maiores quando comparados ao exercício em TE ($p < 0,05$). Ainda, a duração da passada foi maior em PR comparado ao exercício em PF ($p < 0,05$).

4.3.2 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS ANGULARES

Os resultados da comparação das características cinemáticas angulares da caminhada de mulheres idosas nas diferentes situações experimentais podem ser visualizados na Tabela 4.

Tabela 4. Valores de média e desvio padrão da amplitude de movimento (ADM) angular do segmento tronco e das articulações do quadril, joelho e tornozelo de idosas durante um ciclo de passada da caminhada em ambiente terrestre (TE), piscina rasa (PR) e piscina funda (PF).

	PF	PR	TE
ADM angular do Tronco (°)	22,27 ± 5,29 ^a	19,56 ± 2,76 ^a	20,13 ± 1,08 ^a
ADM angular do Quadril (°)	77,5 ± 10,96 ^b	28,15 ± 7,59 ^a	23,03 ± 4,06 ^a
ADM angular do Joelho (°)	101,84 ± 7,60 ^c	49,43 ± 7,30 ^a	56,21 ± 3,87 ^b
ADM angular do Tornozelo (°)	30,85 ± 10,67 ^a	28,38 ± 2,90 ^a	24,62 ± 4,86 ^a

Letras diferentes indicam diferença significativa entre as situações de exercício, $p < 0,05$.

No que diz respeito às características angulares, a amplitude de movimento ao longo do ciclo completo de passada das articulações do quadril e do joelho foi superior no exercício realizado em PF quando comparado aos realizados em PR e TE ($p < 0,05$). Ainda, durante a caminhada em TE a amplitude de movimento articular do joelho foi superior a encontrada em PR ($p < 0,05$). Para a amplitude total de movimento do segmento tronco e da articulação do tornozelo, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os exercícios de caminhada.

A descrição do comportamento angular do segmento tronco e das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo das idosas ao longo do ciclo de passada nas diferentes situações experimentais, é apresentada na Figura 12:

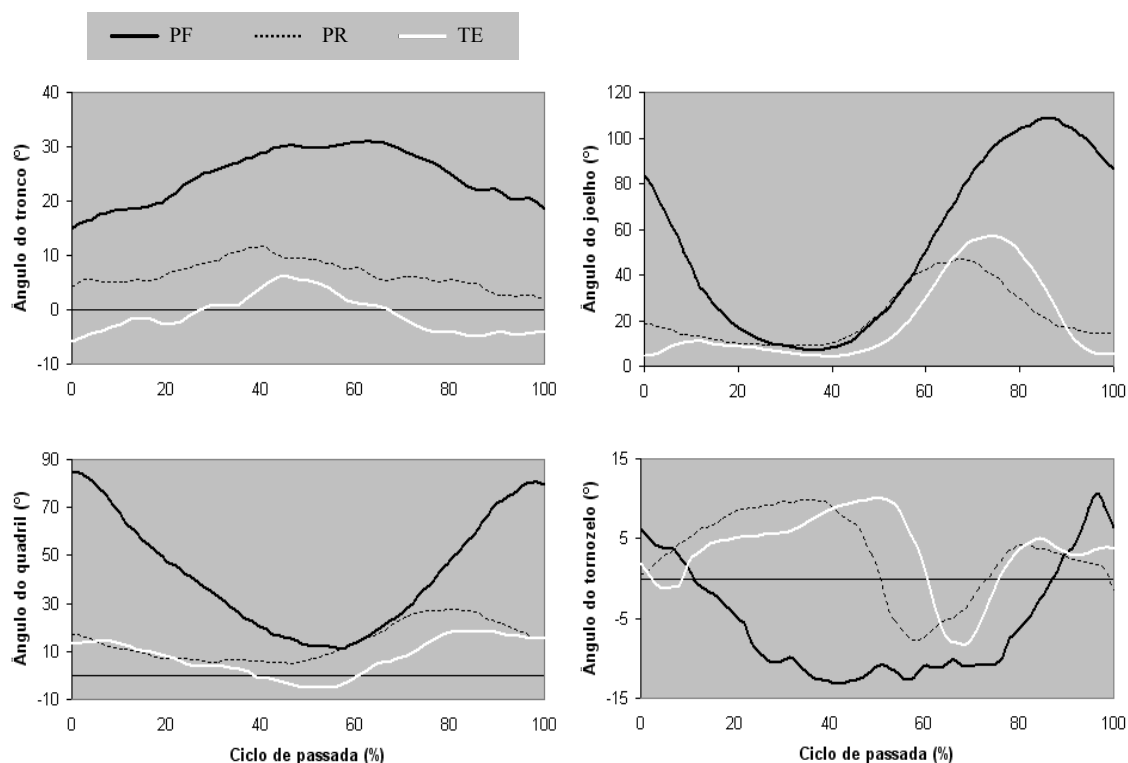


Figura 12: Comportamento das características cinemáticas angulares de idosas durante um ciclo de passada nas situações de Piscina Funda (PF), Piscina Rasa (PR) e Terra (TE). Valores positivos indicam flexão dorsal do tornozelo, e flexão do tronco, quadril e do joelho, valores negativos indicam flexão plantar do tornozelo, e extensão do tronco, quadril e joelho.

Nota-se que independente do segmento ou articulação mensurada, o comportamento angular das idosas é bastante diferente durante o exercício realizado em PF comparado as outras duas modalidades. As principais diferenças observadas no exercício em PF estão relacionadas ao posicionamento do tronco mais fletido à frente durante todo o exercício e ao longo período em que a articulação do tornozelo encontra-se em flexão plantar durante o ciclo de passada. Ainda, podem ser reparados movimentos bem definidos de extensão do joelho associada à extensão do quadril durante o período de apoio (propulsão) e de flexão dessas articulações durante o período de balanço (recuperação).

Por outro lado, apesar de realizarem o exercício em PR com o posicionamento do tronco mais fletido a frente quando comparado ao exercício em TE, as idosas apresentaram similaridade no comportamento angular das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo durante essas duas situações de caminhada.

4.3.3 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS

Os resultados da comparação das características eletromiográficas da atividade muscular durante o ciclo completo de passada, o período de apoio e o período de balanço da caminhada em mulheres idosas nas diferentes situações experimentais podem ser visualizados nas Tabelas 5, 6 e 7, respectivamente.

Tabela 5. Valores de média e desvio padrão em percentual (%) da CVM dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio (GAS) e reto femoral (RF) de idosas durante um ciclo de passada da caminhada em ambiente terrestre (TE), piscina rasa (PR) e piscina funda (PF).

	PF	PR	TE
BF (%)	18,03 ± 2,49 ^b	11,81 ± 2,08 ^a	11,09 ± 2,19 ^a
EC (%)	10,48 ± 1,95 ^b	4,57 ± 2,19 ^a	5,91 ± 1,85 ^a
GAS (%)	14,64 ± 1,93 ^a	15,65 ± 2,05 ^a	24,77 ± 2,40 ^b
RF (%)	15,12 ± 1,55 ^b	8,66 ± 1,54 ^a	8,73 ± 1,71 ^a

Letras diferentes indicam diferença significativa entre as situações de exercício, $p < 0,05$.

Tabela 6. Valores de média e desvio padrão em percentual (%) da CVM dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio (GAS) e reto femoral (RF) de idosas durante o período de apoio da caminhada em ambiente terrestre (TE), piscina rasa (PR) e piscina funda (PF).

	PF	PR	TE
BF (%)	24,83 ± 2,81 ^c	13,16 ± 1,70 ^b	9,45 ± 1,58 ^a
EC (%)	11,17 ± 3,17 ^b	3,76 ± 2,69 ^a	4,69 ± 1,50 ^a
GAS (%)	27,78 ± 3,20 ^a	28,46 ± 3,56 ^a	39,23 ± 4,99 ^b
RF (%)	8,54 ± 3,19 ^a	7,63 ± 3,14 ^a	7,78 ± 3,54 ^a

Letras diferentes indicam diferença significativa entre as situações de exercício, $p < 0,05$.

Tabela 7. Valores de média e desvio padrão em percentual (%) CVM dos músculos bíceps femoral (BF), eretor da coluna (EC), gastrocnêmio (GAS) e reto femoral (RF) de idosas durante o período de balanço da caminhada em ambiente terrestre (TE), piscina rasa (PR) e piscina funda (PF).

	PF	PR	TE
BF (%)	9,13 ± 4,15 ^a	12,25 ± 3,98 ^a	12,38 ± 4,90 ^a
EC (%)	8,97 ± 2,61 ^b	4,71 ± 2,05 ^a	4,86 ± 2,39 ^a
GAS (%)	8,26 ± 3,42 ^a	8,04 ± 4,41 ^a	7,51 ± 3,43 ^a
RF (%)	19,70 ± 4,25 ^c	14,26 ± 3,89 ^b	7,14 ± 2,87 ^a

Letras diferentes indicam diferença significativa entre as situações de exercício, $p < 0,05$.

Ao longo do ciclo completo de passada, independente do período (apoio ou balanço) a atividade do músculo EC foi sempre superior durante o exercício de caminhada em PF comparado aos exercícios de caminhada em PR e TE ($p < 0,05$) (Tabelas 5,6 e 7).

A atividade do músculo BF durante o ciclo completo de passada foi superior na caminhada em PF comparada a caminhada em PR e em TE ($p < 0,05$) (Tabela 5). Embora a atividade do músculo BF tenha permanecido superior em PF ($p < 0,05$) no período de apoio (Tabela 6), nenhuma diferença significativa ($p > 0,05$) foi encontrada entre as situações no período de balanço para esse músculo (Tabela 7). Ainda, somente durante o período de apoio a atividade do músculo BF foi superior durante o exercício em PR comparado ao exercício em TE ($p < 0,05$) (Tabela 6).

De forma similar, a atividade do músculo RF durante o ciclo completo de passada também foi superior na caminhada em PF comparada a caminhada em PR e em TE ($p < 0,05$) (Tabela 5). No entanto, enquanto a atividade do músculo RF permaneceu maior em PF ($p < 0,05$) no período de balanço (Tabela 7), nenhuma diferença significativa ($p > 0,05$) foi encontrada entre as situações no período de apoio para esse músculo (Tabela 6). Ainda, somente durante o período de balanço a atividade do músculo BF foi superior durante o exercício em PR comparado ao exercício em TE ($p < 0,05$) (Tabela 7).

Por outro lado, a atividade do músculo GAS mostrou-se superior ($p < 0,05$) durante o ciclo completo de passada no exercício de caminhada em TE quando comparado aos exercícios em ambiente aquático (PR ou PF) (Tabela 5). Embora a atividade do GAS tenha permanecido superior ($p < 0,05$) em TE durante o período de apoio (Tabela 6), nenhuma diferença significativa ($p > 0,05$) foi encontrada entre as situações no período de balanço (Tabela 7).

Já, a descrição da atividade dos músculos BF, EC, GAS e RF ao longo do ciclo completo de passada é apresentada na Figura 13:

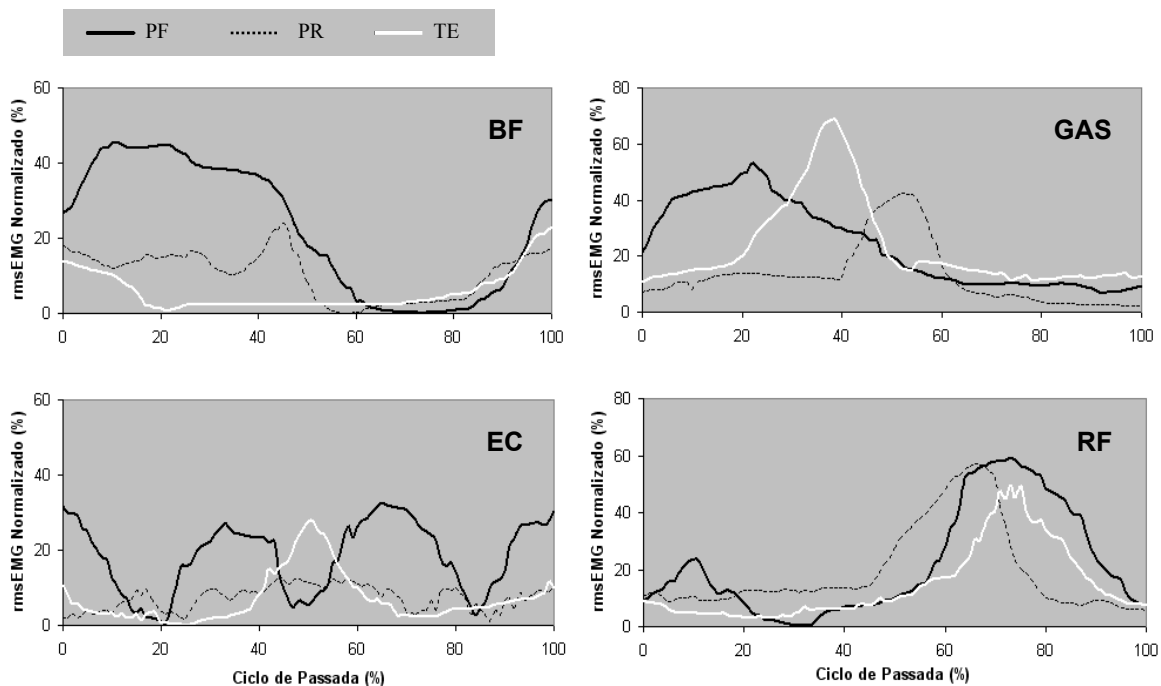


Figura 13: Comportamento das características eletromiográficas (%CVM) dos músculos bíceps femoral (BF), erector da coluna (EC), gastrocnêmio (GAS) e reto femoral (RF) de idosas durante um ciclo completo de passada (%) nas situações de Piscina Funda (PF), Piscina Rasa (PR) e Terra (TE).

Diferentes padrões de atividade dos músculos mensurados podem ser observados ao longo do ciclo completo de passada entre as situações experimentais. Comparando as situações de caminhada em TE e em PR, uma similaridade no padrão de atividade dos músculos EC, GAS e RF pode ser observada, mas com diferenças em relação a magnitude das respostas. Por outro lado, o comportamento da atividade do BF diferiu entre as situações de TE e PR, principalmente no período de apoio do ciclo de passada. Por sua vez, o padrão comportamental dos músculos BF, EC, GAS durante a caminhada em PF foi bastante diferente do apresentado nas outras duas modalidades. Todavia, o comportamento do músculo RF foi bastante semelhante entre as três situações.

5. DISCUSSÃO

No presente estudo, foram avaliadas mulheres idosas caminhando em uma intensidade de esforço auto-selecionada (confortável) em três situações experimentais em dois ambientes: ambiente terrestre e ambiente aquático (piscina rasa e piscina funda) imersas ao nível do processo xifóide. Variáveis cinemáticas lineares e angulares e variáveis eletromiográficas foram analisadas no intuito de comparar as características da caminhada nas diferentes situações experimentais.

De acordo com os resultados, alterações em todas as variáveis analisadas ocorrem quando esses indivíduos caminham nos diferentes ambientes. Assim, para facilitar a compreensão da discussão dos resultados, essa será realizada por bloco de variáveis analisadas.

5.1 Variáveis cinemáticas lineares

Em PR, as idosas caminharam mais lentamente e com comprimento de passada menor comparada à caminhada em TE. Da mesma forma, o período de apoio foi menor na caminhada aquática em PR. Por outro lado, a duração da passada foi maior nessa situação. Resultados similares foram descritos por BARELA & DUARTE (2008) em idosos, com exceção do encontrado para o período de apoio, onde nenhuma diferença significativa havia sido encontrada.

Sabe-se que a velocidade (m/s) de deslocamento influencia as características de caminhada em jovens e idosos nos diferentes ambientes. Contudo, tem sido comum o registro de uma menor velocidade de deslocamento

durante a caminhada em PR comparada a caminhada em TE quando os indivíduos são solicitados a realiza-las em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada (BARELA *et al.*, 2006; BARELA & DUARTE, 2008; CHEVUTSCHI *et al.*, 2009). Esse fato pode ser explicado principalmente pelas forças de arrasto presentes no ambiente aquático que aumentam a resistência ao movimento. Essa maior resistência oferecida ao deslocamento pode fazer com que os indivíduos, mesmo em velocidades mais baixas de caminhada em PR, atinjam níveis de esforço similares aos encontrados em TE (MASUMOTO *et al.*, 2004; SHONO *et al.*, 2007; MASUMOTO & MERCER, 2008). A menor velocidade observada durante a caminhada em PR no presente estudo foi caracterizada tanto pelo menor comprimento de passada (m) quanto pela maior duração (s) da passada no ambiente aquático em idosos.

Da mesma forma, um menor período de apoio também foi encontrado durante a caminhada em PR quando comparada à caminhada em TE no presente estudo. Tem sido sugerido, que o período de apoio durante a caminhada em TE, pode ser reduzido com a diminuição da sobrecarga corporal (THERLKELD *et al.*, 2003). Efeito similar pode ser esperado com a redução do peso hidrostático durante a caminhada em PR. Em contrapartida, sabe-se que a redução da velocidade da caminhada em TE tende a aumentar o período de apoio. Resultado similar também poderia ser esperado em ambiente aquático. Dessa forma tem sido justificado o período de apoio semelhante encontrado durante a caminhada em PR e a caminhada em TE (BARELA & DUARTE, 2008). Contudo, a técnica utilizada para a caminhada em PR no presente estudo com os braços imersos pode estar associada às diferenças encontradas. Segundo KRUEL (1994), o peso

hidrostático de indivíduos imersos ao nível do processo xifóide reduz em aproximadamente 10% com os braços imersos na água comparada a situação sem a imersão dos braços. Assim, o aumento da flutuabilidade com a imersão dos braços, pode justificar o menor período de apoio encontrado no presente estudo durante a caminhada em PR.

Em relação às diferenças encontradas durante a caminhada em PF, os indivíduos caminharam com velocidades mais baixas nessa condição. Essa baixa velocidade se deve, principalmente, ao menor comprimento de passada comparada às caminhadas em PR e em TE. Resultados similares para a velocidade foram encontrados por KANEDA *et al.* (2008b,c) em indivíduos jovens. Além da maior resistência oferecida ao movimento no ambiente aquático, a ausência do contato com o solo parece um fator determinante para a menor velocidade de deslocamento e o menor comprimento de passada encontrados na caminhada em PF.

Todavia, comparada à caminhada em PR a duração da passada foi menor no exercício realizado em PF. Isso sugere, que o aumento no número de ciclos de passada pode ser uma estratégia utilizada nessa modalidade para facilitar o deslocamento no ambiente aquático. Uma vez que o período de apoio mostrou-se diminuído durante o exercício em PF, e esse se encontra exclusivamente relacionado à fase propulsiva do movimento, o aumento no número de ciclos de passada pode ser eficaz para gerar maior propulsão ao movimento nessa modalidade.

5.2 Variáveis cinemáticas angulares

A amplitude de movimento angular das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo parece não se alterar significativamente durante a caminhada em TE ou em PR em indivíduos jovens (BARELA *et al.*, 2006). Todavia, a amplitude de movimento do joelho parece maior durante a caminhada em TE em indivíduos idosos (BARELA & DUARTE, 2008). Resultados semelhantes foram encontrados no presente estudo onde a amplitude de movimento das articulações do quadril e do tornozelo foi similar entre os dois exercícios de caminhada. No entanto, a amplitude de movimento da articulação do joelho foi maior em TE. Esses resultados demonstram que a resistência imposta ao deslocamento na caminhada em PR limita o movimento articular do joelho em idosos.

Em relação à amplitude de movimento angular do segmento tronco, BARELA *et al.* (2006) encontraram que esta foi superior durante a caminhada em TE em indivíduos jovens. No presente estudo isso não foi demonstrado em indivíduos idosos. Possivelmente, a menor velocidade de caminhada registrada durante a caminhada em TE para a população idosa, possa reduzir a oscilação e conseqüentemente a amplitude de movimento do tronco nessa modalidade tornando-a semelhante à encontrada em PR.

Ainda, no presente estudo uma grande similaridade foi encontrada no comportamento angular do segmento tronco e das articulações do quadril, joelho e tornozelo durante o ciclo de passada entre as caminhadas em TE e em PR corroborando com achados anteriores (BARELA *et al.*, 2006; BARELA & DUARTE, 2008). No entanto, apesar do comportamento semelhante, os indivíduos

caminharam com o tronco mais projetado a frente durante todo o ciclo de passada em PR. Esse resultado indica que a postura adotada por idosos durante a caminhada em PR difere da adotada em TE.

No que diz respeito ao exercício realizado em PF, a amplitude de movimento angular do quadril, do joelho e do tornozelo parece se alterar significativamente em comparação as outras duas modalidades (KANEDA *et al.*, 2008b,c). Para as articulações do quadril e do joelho, nossos resultados corroboram com achados anteriores de KANEDA *et al.* (2008b) em indivíduos jovens, onde a amplitude de movimento foi superior durante a caminhada em PF. Embora a realização da caminhada em PF seja caracterizada por grande amplitude de movimento articular do quadril e do joelho, o deslocamento gerado parece bastante reduzido, como demonstrado pelo pequeno comprimento de passada dos indivíduos nessa situação. Novamente a resistência do ambiente aquático associada à ausência do contato dos pés com o solo podem explicar esses resultados.

Além da maior amplitude de movimento, o comportamento articular do quadril e do joelho ao longo do ciclo de passada também se mostrou bastante diferente quando comparado à caminhada em PR e em TE. Essas articulações parecem atuar em movimentos bem definidos de extensão e flexão durante os períodos de apoio (propulsão) e balanço (recuperação), respectivamente, na caminhada em PF. Contudo, diferenças não foram encontradas para a amplitude de movimento da articulação do tornozelo. KANEDA *et al.* (2008b) encontraram uma maior amplitude de movimento do tornozelo durante a caminhada em PF em indivíduos jovens. A ausência de diferença significativa no presente estudo pode

ser atribuída a diferente população utilizada (idosas). Sabe-se que com o envelhecimento, os processos de sarcopenia afetam em grande escala a funcionalidade dos músculos flexores plantares reduzindo sua capacidade de produção de força e amplitude de movimento (PRINCE *et al.*, 1997; DeVITA & HORTOBAGYI, 2000; NARICI *et al.*, 2003).

Embora a amplitude de movimento da articulação do tornozelo não tenha apresentado diferença significativa, o comportamento angular dessa variável ao longo do ciclo de passada foi completamente distinto das demais situações. Diferentemente dos exercícios de caminhada em TE e em PR onde os indivíduos passam grande parte do ciclo com a articulação do tornozelo em flexão dorsal ou próxima de uma posição neutra, durante a caminhada em PF o tornozelo é encontrado em flexão plantar, principalmente no período de apoio. Esse fato possivelmente se deve a necessidade de buscar o maior “apoio” possível nas moléculas de água, através da área da coxa, da perna e do pé, para auxiliar a propulsão do corpo durante a fase de apoio dessa caminhada.

Em relação ao segmento tronco, diferenças na amplitude de movimento não foram encontradas. Apesar da semelhança no comportamento angular desse segmento entre as diferentes situações experimentais, pode-se observar que durante a caminhada em PF, os indivíduos adotam uma postura com o tronco mais projetado a frente quando comparada a postura adotada durante a caminhada em PR e em TE, similarmente ao encontrado por KANEDA *et al.* (2008c) em indivíduos jovens. Essa posição parece ser necessária para a manutenção do equilíbrio corporal durante a realização desse exercício.

5.3 Variáveis eletromiográficas

Diferenças na atividade dos músculos BF, EC, GAS e RF foram encontradas entre as três situações experimentais.

A atividade do músculo EC ao longo do ciclo completo de passada foi superior durante o exercício realizado em PF comparado aos exercícios em PR e em TE, independente do período (apoio ou balanço) analisado.

Sabe-se que o músculo EC atua, principalmente, nos movimentos de extensão do tronco e na prevenção da flexão. No presente estudo, o comportamento da atividade do músculo EC foi semelhante ao comportamento angular do tronco durante os exercícios PR e TE. Assim, nesses dois exercícios a atividade do EC aumentou à medida que o tronco foi sendo projetado a frente (aproximadamente 50% do ciclo) e diminuiu à medida que o tronco voltou a assumir uma posição mais ereta. Comportamento eletromiográfico similar havia sido apresentado anteriormente em jovens e idosos (BARELA *et al.*, 2006; BARELA & DUARTE, 2008). Contudo, durante o exercício em PR os indivíduos adotaram uma postura com o tronco mais projetado a frente ao longo de todo o ciclo de passada. Essa postura, certamente aumenta o braço de resistência sobre o EC. Entretanto, o reduzido peso hidrostático do segmento tronco proporcionado pela presença da força empuxo no ambiente aquático, deve suprimir o aumento do braço de resistência sobre essa musculatura. Dessa forma, uma maior atividade do EC não é necessária para manter o tronco mais projetado durante a caminhada em PR comparada a caminhada em TE.

Todavia, durante o exercício em PF, o comportamento da atividade muscular não seguiu o mesmo padrão do comportamento angular do tronco. Houve uma grande oscilação da atividade muscular do EC ao longo do ciclo de passada. Sabe-se que o músculo EC atua de forma acessória nos movimentos de báscula e de rotação contralateral da pelve. Segundo KANEDA *et al.* (2008c), a grande atividade desse músculo durante o exercício em PF comparada ao exercício em PR ou TE estaria associada ao controle dos movimentos rotacionais da pelve provocados pela grande amplitude de movimento articular do quadril. O comportamento apresentado pela atividade do músculo EC no ciclo completo de passada durante a caminhada em PF no presente estudo, sugere sua importância no controle dos movimentos rotacionais e basculares.

Em relação aos músculos BF e RF, considerando o ciclo completo de passada, nenhuma diferença foi encontrada entre os exercícios realizados em PR e em TE. Todavia, ambos apresentaram maior atividade durante o ciclo completo de passada na caminhada em PF comparada as outras duas modalidades. O fato de serem músculos biarticulares (quadril e joelho), com ações antagonistas entre eles gerou certas peculiaridades acerca do período no qual essas diferenças foram encontradas.

Comparando a atividade dos músculos BF e RF entre os exercícios de caminhada em PR e em TE, realizados em esteira com velocidades menores na água, comumente tem sido encontrada menor atividade desses músculos durante o ciclo completo de passada na caminhada em PR em indivíduos jovens e idosos (MASUMOTO *et al.*, 2004; MASUMOTO *et al.*, 2007b). Além desse fato não ter ocorrido no presente estudo para os músculos BF e RF, o comportamento da

atividade do músculo BF mostrou-se similar em ambas às situações ao apresentado anteriormente em jovens e idosos (BARELA *et al.*, 2006; BARELA & DUARTE, 2008). Possivelmente, a técnica de caminhada livre (sem auxílio da esteira) em PR possa estar relacionada a maior necessidade de participação dos músculos BF e RF para a realização do movimento devido à necessidade de vencer a resistência do fluido aquático, aumentando a atividade desses músculos, principalmente na população idosa (MASUMOTO *et al.*, 2007a). Especificamente para o músculo BF, o aumento de sua atividade durante a caminhada em PR está associado ao período de apoio, onde há necessidade de propulsão do corpo. Já para o RF, o aumento de sua atividade aparece relacionado ao período de balanço, onde os indivíduos flexionam o quadril no intuito de deslocar o membro inferior à frente contra a resistência da água. Nesses períodos específicos, a atividade dos músculos BF e RF foi inclusive superior durante o exercício em PR comparado ao exercício em TE.

Enquanto o músculo BF (porção longa) possui função importante, principalmente, em ações de extensão do quadril e flexão do joelho, o músculo RF está envolvido nas ações antagonistas de flexão do quadril e extensão do joelho. Assim, durante o período de propulsão (apoio) do exercício em PF a atividade do músculo BF foi superior comparado às outras duas modalidades enquanto nenhuma diferença foi encontrada na atividade do RF. De acordo com o comportamento angular do quadril, durante o período de propulsão (apoio) do exercício em PF, observa-se um movimento de grande amplitude no sentido único de extensão do quadril. Certamente a atividade apresentada pelo BF nesse

momento está associada a grande importância desse músculo para a propulsão do exercício de caminhada em PF.

Por outro lado, durante o período de recuperação (balanço) desse mesmo exercício, a atividade do músculo BF foi similar à apresentada nos outros exercícios, enquanto a atividade do músculo RF foi significativamente superior. Novamente, de acordo com as variáveis angulares o período de recuperação (balanço) no exercício em PF é caracterizado, no quadril, exclusivamente pelo movimento de flexão. Assim, era de se esperar uma redução da atividade do músculo BF nesse período do exercício e o conseqüente aumento da atividade do RF. Apesar do período de propulsão (apoio) ser caracterizado pelo movimento simultâneo de extensão do quadril e do joelho e do período de recuperação (balanço) apresentar concomitantemente os movimentos de flexão do quadril e do joelho, poderia se esperar maior atividade dos músculos RF e BF, respectivamente, nesses períodos devido a suas ações sobre a articulação do joelho. Contudo, isso não ocorreu. Esse fato sugere, que na articulação do joelho, essa musculatura possa estar atuando apenas para um melhor posicionamento articular, sem a necessidade de grande produção de força para vencer a resistência da água tanto no período de propulsão quanto no de recuperação.

Resultados semelhantes haviam sido encontrados por KANEDA *et al.* (2008b) em indivíduos jovens. Todavia, durante o período de recuperação (balanço) os indivíduos continuavam a apresentar maior atividade do BF comparado aos demais exercícios. Possivelmente esses indivíduos não apresentavam uma técnica de caminhada em PF tão eficiente, fazendo com que

um maior recrutamento muscular fosse necessário para realizar o gesto nesse período do exercício.

Finalmente, a atividade do músculo GAS durante o ciclo completo de passada foi superior durante a caminhada em TE comparada às situações em ambiente aquático. Essa maior atividade esteve relacionada exclusivamente ao período de apoio.

A menor atividade do músculo GAS durante o exercício em PR comparado ao realizado em TE havia sido descrita anteriormente em jovens e idosos caminhando em esteira com menor velocidade no ambiente aquático (MASUMOTO *et al.*, 2004; MASUMOTO *et al.*, 2007b). Esses achados têm sido atribuídos ao menor peso hidrostático dos indivíduos durante a caminhada em PR, e principalmente, a menor velocidade de caminhada nessa condição (MIYOSHI *et al.*, 2006).

Entretanto, uma similaridade no comportamento e na magnitude da atividade do músculo GAS entre os exercícios de caminhada em TE e em PR foi demonstrada por BARELA *et al.* (2006) e BARELA & DUARTE (2008) em indivíduos jovens e idosos caminhando em intensidades de esforço auto-selecionadas que geraram menores velocidades de caminhada em PR. No presente estudo, os indivíduos também apresentaram menor velocidade de caminhada em PR em uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada. E, apesar de apresentar um comportamento similar entre as duas situações de caminhada para a atividade do músculo GAS, a magnitude dessa atividade foi superior no ambiente terrestre. Dessa forma, além da menor velocidade de caminhada, o menor período de apoio encontrado em PR, provocado pela imersão

dos braços (maior fluabilidade), pode explicar a reduzida atividade do GAS ocorrida nesse estudo.

A menor atividade do músculo GAS durante o exercício de caminhada em PF comparado ao exercício de caminhada em TE poderia ser esperada pela ausência de contato do pé com o solo. Resultados similares haviam sido descritos anteriormente por KANEDA *et al.* (2007; 2008b). Por essa mesma razão, era esperada uma maior atividade do músculo GAS durante a caminhada em PR comparada a caminhada em PF (KANEDA *et al.*, 2007; 2008b). Porém, essa diferença não foi encontrada no presente estudo. Dois fatores podem justificar essa ausência de diferença. Primeiramente, o fato de caminhar com os braços em imersão em PR no presente estudo parece ter reduzido a atividade do músculo GAS em idosas. Ainda, a técnica de caminhada em PF apresentada mostra a manutenção do tornozelo em flexão plantar por longo período de tempo durante o ciclo de passada. Esse posicionamento do tornozelo no intuito de melhor apoiar o segmento contra a água para aumentar a propulsão, possivelmente aumentou a atividade do GAS nesse exercício.

6. CONCLUSÃO

Os resultados encontrados no presente estudo sugerem que idosas apresentam diferentes características biomecânicas caminhando em TE, em PR e em PF com uma mesma intensidade de esforço auto-selecionada (confortável).

A necessidade de superar a grande resistência oferecida ao movimento pelo ambiente aquático, e principalmente, à ausência de contato do pé com o solo diferencia o exercício em PF dos exercícios realizados em PR e TE. Nessa perspectiva, o exercício em PF foi caracterizado como o de menor velocidade, devido ao menor comprimento de passada registrado. Apesar desse fato, o exercício em PF foi realizado com maior amplitude de quadril e joelho. Como consequência das alterações cinemáticas, os músculos EC, BF e RF foram mais solicitados, enquanto o músculo GAS foi pouco solicitado nesse exercício.

Por sua vez, a necessidade de superar a grande resistência oferecida ao movimento associado ao reduzido peso hidrostático (flutuabilidade) diferencia a caminhada em PR da caminhada em TE. Comparando estas situações, a baixa velocidade de caminhada em PR esteve associada tanto ao menor comprimento quanto a maior duração da passada. Ainda uma menor duração no período de apoio foi encontrada. Apesar dessas alterações, o comportamento angular foi bastante semelhante entre as condições, onde somente a amplitude de movimento do joelho foi menor em PR. Contudo, a atividade dos músculos BF e RF foi superior em PR, e por outro lado, a atividade do músculo GAS foi inferior nessa situação.

7. APLICAÇÕES PRÁTICAS

O exercício de caminhada em ambiente aquático tem sido realizado em programas de treinamento e de reabilitação basicamente por dois motivos: redução das forças de compressão (impacto) sobre o sistema músculo-esquelético dos praticantes; e possibilitar a prática, conseqüentemente os benefícios dessa atividade, a indivíduos que apresentem dificuldade em tolerar o estresse mecânico do exercício em ambiente terrestre.

Contudo, no presente estudo, os exercícios de caminhada em ambiente aquático apresentaram diferentes características cinemáticas e eletromiográficas entre si, as quais demonstram especificidade na escolha entre essas duas modalidades. Em indivíduos idosos, caminhando em intensidade auto-selecionada de esforço (confortável), o exercício em PF pode ser utilizado quando o objetivo do programa de treinamento ou de reabilitação for realizar grandes amplitudes de movimento articular do quadril e do joelho, além de solicitar maior atividade de músculos envolvidos nos movimentos de flexão e extensão do quadril (como BF e RF) e na estabilidade do tronco (EC).

Por sua vez, o exercício de caminhada em PR, pode ser escolhido quando o intuito for provocar maior atividade dos músculos do quadril, sem a necessidade ou devido à impossibilidade de realizar grande amplitude de movimento articular do quadril, joelho ou tornozelo. Contudo, independentemente do exercício de caminhada aquática realizado a solicitação do músculo GAS será inferior quando comparada ao exercício de caminhada em TE.

8. REFERÊNCIAS

1. ALBERTON, C.L.; SILVA, E.M.; TARTARUGA, M.P.; CADORE, E.L.; BECKER, M.A.; BRENTANO, M.A.; KRUEL, L.F.M. Análise da reprodutibilidade do sinal EMG durante ações isométricas e dinâmicas realizadas em diferentes meios. **Braz. J. of Biomechanics**. 8(15): 82-88, 2007.
2. ALBERTON, C.L.; SILVA, E.M.; CADORE, E.L.; COERTJENS, M.; BEYER, P.O.; MAROCCO, L.F.; KRUEL, L.F.M. Respostas eletromiográficas induzidas pelo isolamento e pela imersão sobre os eletrodos de superfície. **Rev. Port. Cienc. Desp.** 8(3):330-336, 2008.
3. ALVES, R.V.; MOTA, J.; COSTA, M.C.; ALVES, J.G.B. Physical fitness and elderly health effects of hydrogymnastics. **Rev. Bras. Med. Esporte**. 10(1):38-43, 2004.
4. BARELA, A.M.F; STOLF, S.F; DUARTE, M. Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 16:250-256, 2006.
5. BARELA, A.M.F & DUARTE M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 18(3): 446-454, 2008.
6. BASMAJIAN, J.V. & DE LUCA, C.J. **Muscles alive. Their functions revealed by electromyography**. 5a ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
7. CHEVUTSCHI, A.; LENSEL, G.; VAAST, D.; THEVENON, A. An electromyographic study of human gait both in water and on dry ground. **J. Physiol. Anthropol.** 26(4):467-473, 2007.
8. CHEVUTSCHI, A.; ALBERT, M.; LENSEL, G.; PARDESSUS, V.; THEVENON, A. Comparison of maximal and spontaneous speeds during walking on dry land and water. **Gait & Posture**. 29:403-407, 2009.
9. CRAIG, A.B.; DVORAK. M. Comparison of Exercise in Air and in Water of Different Temperatures. **Med. Sci. Sports Med.** 1(3):124-130, 1969.
10. CONNELLY, T.P.; SHELDAL, L.M.; TRISTANI, F.E.; LEVANDOSKY, S.G.; KALKHOFF, R.K.; HOFFMAN, M.D.; KALBFLEISH, J.H. Effect of increased central blood volume with water immersion on plasma catecholamines during exercise. **J. Appl. Physiol.** 69(2):651-656, 1990.

11. COSTILL, D.L.; CAHILL, P.J.; EDDY, D. Metabolic responses to submaximal exercise in three water temperatures. **J. Appl. Physiol.** 22(4):628-632, 1967.
12. DeLUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Appl. Biomec.** 13:135-163, 1997.
13. DEVEREUX, K.; ROBERTSON, D.; BRIFFA, N.K. Effects of a water-based program on women 65 years and over: a randomized controlled trial. **Aust. J. Physiother.** 51(2):102-108, 2005.
14. DeVITA, P.; HORTOBAGYI, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **J. Appl. Physiol.** 88(5): 1804-1811, 2000.
15. DOWZER, C.N.; REILLY, T.; CABLE, N.; NEVILL, A. Maximal physiological responses to deep and shallow water running. **Ergonomics.** 42(2):275-281, 1999.
16. FIGUEIREDO, P.A.P. **Análise eletromiográfica de exercícios abdominais realizados por mulheres no meio líquido.** Porto Alegre, 2004. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
17. FOLEY, A.; HALBERT, J.; HEWITT, T.; CROTTY, M. Does hydrotherapy improve strength and physical function in patients with osteoarthritis – a randomized controlled trial comparing a gym based and a hydrotherapy based strengthening programme. **Ann. Rheum. Dis.** 62:1162-1167, 2003.
18. FUJISHIMA, K.; SHIMIZU, T.; OGAKI, T.; HOTTA, N.; KANAYA, S.; SHONO, R.; UEDA, T. Thermoregulatory responses to low-intensity prolonged swimming in water at various temperatures and treadmill walking on land. **J. Physiol. Anthropol.** 20(3):199-206, 2001.
19. FUJISHIMA, K.; SHIMIZU, T. Body temperature, oxygen uptake and heart rate during walking in water and on land at an exercise intensity based on RPE in elderly men. **J. Physiol. Anthropol.** 22(2):83-88, 2003.
20. GLASS, B.; WILSON, D.; BLESSING, D.; MILLER, E. A Physiological Comparison of suspended deep water running to hard surface running. **J. Strength Cond. Res.** 9(1):17-21, 1995.
21. GLEIM, G.W. & NICHOLAS, J.A. Metabolic costs and heart rate responses to treadmill walking in water at different depths and temperatures. **Am. J. Sports Med.** 17(2): 248-252, 1989.
22. GREEN, J.H.; CABLE, N.T.; ELMS, H. Heart rate and oxygen consumption during walking on land. **J. Sports. Med. Phys. Fitness.** 30:49-52, 1990.

23. HALL, J.; McDONALD, I.A.; MADDISON, P.J.; O'HARE, J.P. Cardiorespiratory responses to underwater treadmill walking in healthy females. **Eur. J. Appl. Physiol.** 77:278-284, 1998.
24. HAMILL, J. & KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano.** São Paulo: Manole, 1999.
25. HARRIS, G.F; WERTSCH, J.J. Procedures for gait analysis. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** 75(2):216-225, 1994.
26. HARRISON, R.A.; HILLMAN, M.; BULSTRODE, S. Loading of the lower limb when walking partially immersed: implications for clinical practice. **Physiotherapy.** 78:164-166, 1992.
27. HEYWARD VH, STOLARCZYK LM. **Avaliação da composição corporal aplicada.** São Paulo: Manole, 2000.
28. HOWLEY, E.T.; BASSET Jr., D.R.; WELCH, H.G. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. **Med. Sci. Sports Exerc.** 27:1292-1301, 1995.
29. JACKSON AS, POLLOCK ML, WARD A. Generalized equations for predicting body density of women. **Med. Sci. Sports Exerc.** 12: 175-82, 1980.
30. JUDGE, J.O.; OUNPUU, S.; DAVIS, R.B. Effects of age on the biomechanics and physiology of gait. **Clin. Geriatr Med.** 12:659-678, 1996.
31. KANEDA, K.; WAKABAYASHI, H.; SATO, D.; NOMURA T. Lower extremity muscle activity during different types and speeds of underwater movement. **J. Physiol. Anthropol.** 26(2):197-200, 2007.
32. KANEDA, K.; SATO, D.; WAKABAYASHI, H.; HANAI, A.; NOMURA T. Comparison of different water-exercise programs' effects on balance ability in elderly people. **J. Aging Phys. Activ.** 16(4):281-392, 2008a.
33. KANEDA, K.; WAKABAYASHI, H.; SATO, D.; UEKASA, T., NOMURA T. Lower extremity muscle activity during deep-water running on self determined pace. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 18(6):965-972, 2008b.
34. KANEDA, K.; SATO, D.; WAKABAYASHI, H.; NOMURA T. EMG activity of hip and trunk muscles during deep-water running. **J. Electromyogr. Kinesiol.** [in press], 2008c.

35. KILDING, A.E.; SCOTT, M.A.; MULLINEAUX, D.R. A kinematic comparison of deep water running and overground running in endurance runners. **J. Strength Cond. Res.** 21(2): 476-480, 2007.
36. KRUEL, L.F.M. **Peso Hidrostático e Frequência Cardíaca em Pessoas Submetidas a Diferentes Profundidades de Água.** Santa Maria, 1994. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Santa Maria.
37. KRUEL, L.F.M. & TARTARUGA, L.A.P. Estudo do percentual de redução no peso hidrostático através do método de imersão vertical em pessoas do sexo feminino em distintas faixas etárias. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9, 2001. Gramado. **Anais...** Porto Alegre: Escola de Educação Física da UFRGS, 2001. 1v., p. 186-191.
38. KRUEL, L.F.M.; BARELLA, R.F.; GRAEF, F.; BRENTANO, M.A.; FIGUEIREDO, P.A.; CARDOSO, A.; SEVERO, C.R. Efeitos de um treinamento de força aplicado em mulheres praticantes de hidroginástica. **Rev. Bras. Fisiol. Exerc.** 4(1):32-38, 2005.
39. LEE, D.T.; TONER, M.M.; McARDLE, W.D.; VRABAS, I.S.; PANDOLF, K.B. Thermal and metabolic responses to cold-water immersion at knee, hip, and shoulder levels. **J. Appl. Physiol.** 82(5):1523-1530, 1997.
40. LOBO DA COSTA, P.H.; AMADIO, A.C. Estudo comparativo de três formas de locomoção em crianças: Forças de reação do solo no andar no plano, subir e descer escadas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., Brasília 1995. **Anais.** Brasília, Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1995. p.91-97.
41. MASUMOTO, K.; TAKASUGI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWAMOTO, Y. Electromyographic analysis of walking in water in healthy humans. **J. Physiol. Anthropol. Appl. Human Sci.** 23(4):119-127, 2004.
42. MASUMOTO, K.; TAKASUGI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWAMOTO, Y. Muscle activity and heart rate responses during backward walking in water and on dry land. **Eur. J. Appl. Physiol.** 94:54-61, 2005.
43. MASUMOTO, K.; SHONO, T.; TAKASUGI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWAMOTO, Y. Age-related differences in muscle activity, stride frequency and heart rate response during walking in water. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 17:596-604, 2007a.
44. MASUMOTO, K.; SHONO, T.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K. Muscle activation, cardiorespiratory response, and rating of perceived exertion in older subjects while walking in water and on dry land. **J. Electromyogr. Kinesiol.** [in press], 2007b.

45. MASUMOTO, K.; TAKASUGI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWAMOTO, Y. A Comparison of muscle activity and heart rate response during backward and forward walking on an underwater treadmill. **Gait & Posture**. 25:222-228, 2007c.
46. MASUMOTO K. & MERCER, J.A. Biomechanics of human locomotion in water: an electromyographic analysis. **Exerc. Sport Sci. Rev.** 36(3):160-169, 2008.
47. MASUMOTO, K.; HAMADA, A.; TOMONAGA, H.; KODAMA, K.; AMAMOTO, Y.; NISHIZAKI, Y.; HOTTA, N. Physiological and perceptual responses to backward and forward treadmill walking in water. **Gait & Posture**. 29:199-203, 2009.
48. 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. **Disabil. Rehabil.** 26(12):724-732, 2004.
49. MIYOSHI, T.; SHIROTA, T.; YAMAMOTO, S.; NAKAZAWA, K.; AKAI, M. Functional roles of lower-limb joint moments while walking in water. **Clin. Biomechanics**. 20:194-201, 2005.
50. MIYOSHI, T.; NAKAZAWA, K.; TANIZAKI, M.; SATO, T.; AKAI, M. Altered Activation pattern in synergistic ankle plantarflexor muscles in a reduced-gravity environment. **Gait & Posture**. 94:99-201, 2006.
51. NAKAYAMA, T.; YAMAMOTO, Y.; FUJIWARA, T.; YAMADA, T. Sagittal kinematics and muscular activities, of torso and hip during trunk flexion and extension. **J. Phys. Ther. Sci.** 18:165-173, 2006.
52. NARICI, M.V.; MAGARANIS, C.N.; REEVES, N.D.; CAPODAGLIO, P. Effect of aging on human muscle architecture. **J. Appl. Physiol.** 95:2229-2234, 2003.
53. NIELSEN, J.B. How we walk: central control of muscle activity during human walking. **The Neuroscientist**. 9(3):195-204, 2003.
54. OGDEN, C.L.; CARROLL, M.D.; CURTIN, L.R. Prevalence of overweight and obesity in the United States, 1999-2000. **JAMA** 295: 1549-1555, 2006.
55. PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. Throfare: SLACK, 1992.
56. PINCIVERO, D.M.; GREEN, R.C.; MARK, J.D.; CAMPY, R.M. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability

- during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 10:189-196, 2000.
57. PINTO, S.S.; LIEDTKE, G.V.; ALBERTON, C.L.; SILVA, E.M.; CADORE, E.L.; KRUEL, L.F.M. Electromyographic signal and force comparisons during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land. **J. Electromyogr. Kinesiol. Submetido**, 2009.
58. PÖYHÖNEN, T.; KESKINEN, K.L.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J., MÄLKIÄ, E. Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. **Eur. J. Appl. Physiol.** 80:52-56, 1999.
59. PÖYHÖNEN, T.; KESKINEN, K.L.; HAUTALA, A.; MÄLKIÄ, E. Determination of hydrodynamic drag forces and drag coefficients on human leg/foot model during knee exercise. **Clin. Biomech.** 15:256-260, 2000.
60. PÖYHÖNEN, T.; KYROLAINEN, H.; KESKINEN, K.L.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J.; MÄLKIÄ, E. Neuromuscular Function During Therapeutic Knee exercise under Water and on Dry Land. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** 82:1446-52, 2001a.
61. PÖYHÖNEN, T.; KYROLAINEN, H.; KESKINEN, K.L.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J.; MÄLKIÄ, E. Electromyographic and kinematic analysis of therapeutic knee exercises under water. **Clin. Biomech.** 16:496-504, 2001b.
62. PÖYHÖNEN, T.; SIPILÄ, S.; KESKINEN, K.L.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J.; MÄLKIÄ, E. Effects of aquatic resistance training on neuromuscular performance in healthy women. **Med. Sci. Sports Exerc.** 34(12): 2103-2109, 2002.
63. PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HERBET, R.; WINTER, D.A. Gait in elderly. **Gait & Posture** 5:128-135, 1997.
64. RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. **J. Neurosci. Methods.** 134:37-43, 2004a.
65. RAINOLDI A, CESCONE C, BOTTIN A, CASALE R, CARUSO I. Surface EMG alterations induced by underwater recording. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 14: 325-31, 2004b.
66. REILLY, T.; DOWZER, C.N.; CABLE, N.T. The physiology of deep water running. **J. Sports Sci.** 21:959-972, 2003.

67. ROBERT, J.J.; JONES, L.; BOBO, M. The Physiologic Response of Exercising in the Water and on Land With and Without the X1000 Walk'N Tone Exercise Belt. **Res. Q. Exerc. Sport.** 67(3):310-315, 1996.
68. SATO, D.; KANEDA, K.; WAKABAYASHI, H.; NOMURA, T. Comparison of 2-year effects of once and twice weekly water exercise on activities of daily living ability of community dwelling frail elderly. **Arch. Gerontol. Geriatr.** *In press*, 2008.
69. SHIMIZU, T.; KOSAKA, M.; FUJISHIMA, K. Human thermoregulatory responses during prolonged walking in water at 25, 30 and 35°C. **J. Appl. Physiol.** 78:473-478, 1998.
70. SHONO, T.; FUJISHIMA, K.; HOTTA, N.; OGAKI, T.; UEDA, T.; OTOKI, K.; TERAMOTO, K.; SHIMIZU, T. Physiological responses and RPE during underwater treadmill walking in women of middle and advanced age. **J. Physiol. Anthropol.** 19(4):195-200, 2000.
71. SHONO, T.; FUJISHIMA, K.; HOTTA, N.; OGAKI, T.; MASUMOTO, K. Cardiorespiratory response to low-intensity walking in water and on land in elderly women. **J. Physiol. Anthropol.** 20(5): 269-274, 2001a.
72. SHONO, T.; FUJISHIMA, K.; HOTTA, N.; OGAKI, T.; UEDA, T. Physiological responses to water-walking in middle aged women. **J. Physiol. Anthropol.** 20(2): 119-123, 2001b.
73. SHONO, T.; MASUMOTO, K.; FUJISHIMA, K.; HOTTA, N.; OGAKI, T.; ADACHI, T. Gait Patterns and muscle activity in the lower extremities of elderly women during underwater treadmill walking against water flow. **J. Physiol. Anthropol.** 26(6): 579-586, 2007.
74. SILVA, E.M.; ALBERTON, C.L.; TARTARUGA, M.P.; KRUEL, L.F.M. Relações entre o comprimento de coxa e a localização da zona de inervação em músculos do membro inferior. In: XII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2007. Rio Claro. **Anais...** São Paulo: Universidade Estadual Paulista 2007.
75. SILVA, E.M. & KRUEL, L.F.M. Caminhada em ambiente aquático e terrestre: Revisão de literatura sobre a comparação das respostas neuromusculares e cardiorrespiratórias. **Rev. Bras. Med. Esporte.** 14(6):500-504, 2008.
76. TAKESHIMA, N.; ROGERS, M.E.; WATANABE, W.F.; BRECHUE, W.F.; OKADA, A.; YAMADA, T.; ISLAM, M.M; HAYANO, J. Water-based exercise improves health-related aspects of fitness in older women. **Med. Sci. Sports Exerc.** 33(3): 544-551, 2002.

77. TARTARUGA, L.A.P. **Efeitos Fisiológicos e Biomecânicos do Treinamento Complementar de Corrida em Piscina Funda no Desempenho de Corredores de Rendimento.** Porto Alegre, 2003. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
78. TAUNTON, J.E.; RHODES, E.C.; WOLSKI, L.A.; DONELLY, M.; WARREN, J.; ELLIOT, J.; McFARLANE, L.; LESLIE, J.; MITCHELL, J.; LAURIDSEN, B. Effect of land-based and water-based fitness programs on the cardiovascular fitness, strength and flexibility of woman aged 65-75 years. **Gerontology.** 42:204-210, 1996.
79. THERLKELD, A.J.; COOPER, L.D.; MONGER, B.P.; CRAVEN, A.N.; HAUPT, H.G. Temporospatial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. **Gait & Posture.** 17:235-245, 2003.
80. VENEZIANO, W.H.; ROCHA, A.F.; GONÇALVES, C.A.; PENA, A.G.; CARMO, J.C.; NASCIMENTO, F.A.O.; RAINOLDI, A. Confounding factors in water EMG recordings: an approach to a definitive standard. **Med. Biol. Eng. Comput.** 44:348-51, 2006.
81. WILDER, R.P.; BRENNAN, D.K. Aqua running. In: O'CONNOR, F.; WILDER, R.P. **The Textbook of Running Medicine.** New York: McGraw-Hill, 2001, p. 579-588.
82. WINTER, D.A. Biomechanical motor patterns in normal walking. **J. Motor Behav.** 15:302-330, 1983.
83. WINTER, D.A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly, and pathological.** 2a ed. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

ANEXO 1

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____, portador do documento de identidade número _____ concordo voluntariamente em participar do estudo "Características Biomecânicas de Idosas Caminhando em Ambiente Terrestre e Aquático em Piscina Rasa e em Piscina Funda".

Declaro estar ciente de que o estudo será desenvolvido pelo mestrando Eduardo Marczwski da Silva, aluno do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, com o objetivo de comparar características biomecânicas da caminhada de idosas nos ambientes terrestre e aquático em piscina rasa e em piscina funda. Estou ciente de que as informações obtidas no decorrer deste trabalho deverão manter o sigilo dos indivíduos avaliados.

* Compreendo que serei solicitado a:

1. Fazer-me medidas corporais;
2. Dispor-me à preparação da pele, que inclui os seguintes procedimentos: depilação, abrasão e limpeza com álcool;
3. Dispor-me à fixação de eletrodos de superfície e à colocação de adesivos impermeáveis nas regiões do tronco, da coxa e da perna.
4. Realizar testes de contração voluntária máxima para a flexão e a extensão do quadril, para a flexão plantar do tornozelo e para a extensão do tronco, em ambiente terrestre;
5. Realizar exercícios de caminhada em ambiente terrestre e aquático;
6. Filmagens e fotografias durante a execução dos testes.

* Eu entendo que durante os exercícios:

1. Estarei usando eletrodos de superfície fixados ao meu corpo;
2. Eu entendo que os testes que serão realizados podem envolver dor e cansaço muscular temporário.

* Eu entendo que o aluno Eduardo Marczwski da Silva e/ou bolsistas irão responder qualquer dúvida que eu tenha em qualquer momento relativo a estes procedimentos;

* Eu entendo que todos os dados relativos a minha pessoa irão ficar confidenciais e disponíveis apenas sob minha solicitação escrita. Além disso, eu entendo que no

momento da publicação, não irá ser feita associação entre os dados publicados e a minha pessoa;

* Eu entendo que não há compensação monetária pela minha participação nesse estudo;

* Eu entendo que no surgimento de uma lesão física resultante diretamente de minha participação, não será providenciada nenhuma compensação financeira. Eu entendo que não terá nenhum médico ou desfibrilador presente durante os testes. 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 o autor do estudo Eduardo Marczwski da Silva ou qualquer bolsista ou assistente, para quaisquer problemas referentes a minha participação no estudo ou se eu sentir que há uma violação aos meus direitos, pelos telefones:

(051) 3308-5820 (Laboratório de Pesquisa do Exercício)

(051) 3308-6000 (Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS)

Porto Alegre, _____ de _____ de _____.

Nome completo (participante): _____

Assinatura do sujeito (participante): _____

Assinatura do pesquisador: _____

CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS

Eu, _____ permito que os pesquisadores obtenham fotografias de minha pessoa para fins de pesquisa. Eu concordo que o material obtido possa ser publicado em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém, a minha pessoa não deve ser identificada por nome em qualquer uma das vias de publicação ou uso.

As fotografias ficarão sob propriedades e guarda dos pesquisadores do GPAT, sob orientação do Prof. Luiz Fernando Martins Krueel e do Prof. Eduardo Marczwski da Silva.

Assinatura do sujeito (participante): _____

ANEXO 2

FICHA DE DADOS INDIVIDUAIS DE CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Nome: _____

Data de Nascimento: _____

Massa Corporal: _____ Estatura: _____

IMC: _____

<i>COMPOSIÇÃO CORPORAL</i>				<i>MÉDIA</i>
<i>TRÍCEPS</i>				
<i>SUBESCAPULAR</i>				
<i>SUPRA-ILÍACA</i>				
<i>ABDOMEN</i>				
<i>COXA</i>				
<i>PEITO</i>				
<i>AXILAR MÉDIA</i>				

ANEXO 3

FICHA DE COLETA DE DADOS DO PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Data:

Nome:

Temperatura SALA:

Temperatura da ÁGUA:

CVM's e Exercício

Músculo	Canal
Eretor da Coluna	
Reto Femoral	
Bíceps Femoral	
Gastrocnêmio	

OBS: **Exercício 1:**

Exercício 2:

Exercício 3:

ANEXO 4

Análise estatística das situações de CVM pré e CVM pós-exercício

Amplitude do Sinal

Teste de normalidade

	Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.
CVMpre_EC	,881	9	,162
CVMpre_RF	,908	9	,305
CVMpre_BF	,963	9	,828
CVMpre_GAS	,852	9	,078
CVMpos_EC	,893	9	,212
CVMpos_RF	,851	9	,077
CVMpos_BF	,924	9	,430
CVMpos_GAS	,974	9	,930

Teste T pareado

	Diferenças pareadas				t	df	Sig.
	Média	DP	95% Intervalo de confiança				
			Limite inferior	Limite superior			
CVMpre_EC vs CVMpos_EC	6,7045	19,31521	-6,2716	19,6807	1,151	10	,276
CVMpre_RF vs CVMpos_RF	3,1745	7,66537	-1,9751	8,3242	1,374	10	,200
CVMpre_BF vs CVMpos_BF	1,0042	6,79132	-3,3108	5,3192	,512	11	,619
CVMpre_GAS vs CVMpos_GAS	3,5660	7,49336	-1,7944	8,9264	1,505	9	,167

Repetibilidade

Músculo BF

F=54,4251; DF=(11,11,0); Sig.=,0000; Alpha =,9828.

Músculo EC

F=10,6297; DF=(10,10,0); Sig.=,0004; Alpha=,9088.

Músculo GAS

F=26,6228; DF=(9,9,0); Sig.=,0000; Alpha=,9719.

Músculo RF

F=86,0769; DF=(10,10,0); Sig.=,0000; Alpha=,9886.

Freqüência do Sinal

Teste de normalidade

	Shapiro-Wilk		
	Estatística	Df	Sig.
CVMpre_EC	,929	9	,475
CVMpre_RF	,878	9	,148
CVMpre_BF	,955	9	,740
CVMpre_GAS	,853	9	,080
CVMpos_EC	,949	9	,674
CVMpos_RF	,951	9	,705
CVMpos_BF	,938	9	,559
CVMpos_GAS	,839	9	,054

Teste T pareado

	Diferenças pareadas				t	df	Sig.
	Média	DP	95% Intervalo de confiança				
			Limite inferior	Limite superior			
CVMpre_EC vs CVMpos_EC	,0075	10,49646	-6,6616	6,6766	,002	11	,998
CVMpre_RF vs CVMpos_RF	1,1990	5,10047	-2,4497	4,8477	,743	9	,476
CVMpre_BF vs CVMpos_BF	1,0567	19,92122	-11,6007	13,7140	,184	11	,858
CVMpre_GAS vs CVMpos_GAS	,1291	8,21383	-5,3890	5,6472	,052	10	,959

Repetibilidade

Músculo BF

F=17,1753; DF=(11,11,0); Sig.=,0000; Alpha=,9484.

Músculo EC

F=5,2605; DF=(11,11,0); Sig.=,0052; Alpha=,8587.

Músculo GAS

F=48,7217; DF=(10,10,0); Sig.=,0000; Alpha=,9803.

Músculo RF

F=36,3393; DF=(9,9,0); Sig.=,0000; Alpha=,9795.

ANEXO 5

Análise estatística das variáveis cinemáticas

Teste de Normalidade

	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.
Tronco_PF	,952	12	,672
Quadril_PF	,928	12	,354
Joelho_PF	,931	12	,396
Tornozelo_PF	,931	12	,396
Velocidade_PF	,878	12	,083
Comprimento de Passada_PF	,956	12	,729
Duração_PF	,902	12	,168
Período de Apoio_PF	,906	12	,188
Tronco_PR	,944	12	,556
Quadril_PR	,952	12	,669
Joelho_PR	,991	12	1,000
Tornozelo_PR	,888	12	,110
Velocidade_PR	,975	12	,957
Comprimento de Passada_PR	,986	12	,998
Duração_PR	,906	12	,192
Período de Apoio_PR	,976	12	,961
Tronco_TE	,910	12	,214
Quadril_TE	,949	12	,619
Joelho_TE	,890	12	,118
Tornozelo_TE	,920	12	,284
Velocidade_TE	,954	12	,692
Comprimento de Passada_TE	,922	12	,303
Duração_TE	,942	12	,520
Período de Apoio_TE	,947	12	,590

Velocidade

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	,1992	,01621	12
2_PR	,2875	,04202	12
3_TE	1,1575	,24962	12

ANOVA

	df	F	Sig.	Poder observado
EXE Esfericidade assumida	2	164,286	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Limite inferior	Limite superior
1	2	-8,833E-02	,012	,000	-,124	-5,313E-02
	3	-,958	,071	,000	-1,160	-,757
2	1	8,833E-02	,012	,000	5,313E-02	,124
	3	-,870	,071	,000	-1,069	-,671
3	1	,958	,071	,000	,757	1,160
	2	,870	,071	,000	,671	1,069

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

Comprimento de Passada

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	,3300	,01537	12
2_PR	,6508	,10808	12
3_TE	1,2375	,07899	12

ANOVA

	df	F	Sig.	Poder observado
EXE Esfericidade assumida	2	96,197	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Limite inferior	Limite superior
1	2	-,321	,031	,000	-,407	-,234
	3	-,908	,022	,000	-,969	-,846
2	1	,321	,031	,000	,234	,407
	3	-,587	,031	,000	-,675	-,499
3	1	,908	,022	,000	,846	,969
	2	,587	,031	,000	,499	,675

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

Duração da Passada

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	1,6208	,21047	12
2_PR	2,2183	,53002	12
3_TE	1,0725	,06730	12

ANOVA

	Df	F	Sig.	Poder observado
EXE Esfericidade assumida	2	38,773	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

(I) EXE	(J) EXE	Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	-,597	,140	,004	-,993	-,202
	3	,548	,076	,000	,334	,762
2	1	,597	,140	,004	,202	,993
	3	1,146	,159	,000	,697	1,595
3	1	-,548	,076	,000	-,762	-,334
	2	-1,146	,159	,000	-1,595	-,697

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

Duração do Período de Apoio

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	46,4750	2,25273	12
2_PR	57,1417	3,00256	12
3_TE	64,1333	2,70062	12

ANOVA

	df	F	Sig.	Poder observado
EXE Esfericidade assumida	2	147,957	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

(I) EXE	(J) EXE	Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	-10,667	1,055	,000	-13,641	-7,693
	3	-17,658	1,152	,000	-20,906	-14,411
2	1	10,667	1,055	,000	7,693	13,641
	3	-6,992	,877	,000	-9,464	-4,519
3	1	17,658	1,152	,000	14,411	20,906
	2	6,992	,877	,000	4,519	9,464

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

Amplitude de movimento do tronco

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	22,2700	5,29475	12
2_PR	19,5667	2,76485	12
3_TE	20,1317	1,08739	12

ANOVA

	Df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,495	2,806	,101	,418

Amplitude de movimento do quadril

Estatística Descritiva

	Mean	DP	N
1_PF	77,4985	10,96939	12
2_PR	28,1533	7,59802	12
3_TE	23,0358	4,06201	12

ANOVA

	Df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,683	160,530	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Limite inferior	Limite superior
1	2	49,345	3,961	,000	38,175	60,515
	3	54,463	3,296	,000	45,167	63,758
2	1	-49,345	3,961	,000	-60,515	-38,175
	3	5,118	2,693	,252	-2,478	12,713
3	1	-54,463	3,296	,000	-63,758	-45,167
	2	-5,118	2,693	,252	-12,713	2,478

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

Amplitude de movimento do joelho

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	101,8408	7,62516	12
2_PR	49,4375	7,29814	12
3_TE	56,2092	3,87243	12

ANOVA

	Df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,721	274,903	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

(I) EXE	(J) EXE	Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	52,403	2,868	,000	44,315	60,492
	3	45,632	2,070	,000	39,795	51,469
2	1	-52,403	2,868	,000	-60,492	-44,315
	3	-6,772	2,285	,039	-13,215	-,329
3	1	-45,632	2,070	,000	-51,469	-39,795
	2	6,772	2,285	,039	,329	13,215

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

Amplitude de movimento do tornozelo

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	30,8517	10,67628	12
2_PR	28,3867	2,90483	12
3_TE	24,6192	4,85809	12

ANOVA

	df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,479	2,821	,100	,417

ANEXO 6

Análise estatística das variáveis eletromiográficas

Teste de Normalidade (ciclo completo de passada)

Shapiro-Wilk			
	Estatística	df	Sig.
BF_PF	,909	8	,344
BF_PR	,939	8	,600
BF_TE	,863	8	,127
EC_PF	,891	8	,237
EC_PR	,942	8	,635
EC_TE	,922	8	,450
GAS_PF	,978	8	,954
GAS_PR	,936	8	,569
GAS_TE	,899	8	,284
RF_PF	,904	8	,317
RF_PR	,961	8	,818
RF_TE	,913	8	,373

BF_Ciclo de Passada

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	18,0336	2,48802	11
2_PF	11,8100	2,08247	11
3_TE	11,0873	2,19703	11

ANOVA

	df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,454	46,741	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Limite inferior	Limite superior
1	2	6,224	,758	,000	4,049	8,398
	3	6,946	,989	,000	4,109	9,784
2	1	-6,224	,758	,000	-8,398	-4,049
	3	,723	,566	,692	-,903	2,348
3	1	-6,946	,989	,000	-9,784	-4,109
	2	-,723	,566	,692	-2,348	,903

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

EC_Ciclo de Passada

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	10,4789	1,95649	9
2_PR	4,5744	2,05532	9
3_TE	5,9122	1,84998	9

ANOVA

	Df	F	Sig.	Potência observada
EXE Greenhouse-Geisser	1,444	27,700	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Intervalo inferior	Intervalo superior
1	2	3,487	,645	,003	-2,040	1,849
	3	3,567	,639	,002	1,638	5,495
2	1	-3,487	,645	,003	-1,849	2,040
	3	1,062	,345	1,000	2,620	4,704
3	1	-3,567	,639	,002	-5,495	-1,638
	2	-1,062	,345	1,000	-4,704	-2,620

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

GAS_Ciclo de Passada

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	14,6764	1,92732	11
2_PR	15,6545	2,04713	11
3_TE	24,7727	2,39648	11

ANOVA

	Df	F	Sig.	Potência observada
EXE Greenhouse-Geisser	1,361	31,400	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Limite inferior	Limite superior
1	2	-1,018	,856	,785	-3,475	1,439
	3	-10,136	1,012	,000	-13,039	-7,233
2	1	1,018	,856	,785	-1,439	3,475
	3	-9,118	1,057	,000	-12,153	-6,084
3	1	10,136	1,012	,000	7,233	13,039
	2	9,118	1,057	,000	6,084	12,153

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

RF_Ciclo de Passada

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	15,1200	1,55705	10
2_PR	8,6670	1,53691	10
3_TE	8,7290	1,70866	10

ANOVA

	Df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,585	101,141	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Limite Inferior	Limite superior
1	2	6,453	,636	,000	4,588	8,318
	3	6,391	,492	,000	4,947	7,835
2	1	-6,453	,636	,000	-8,318	-4,588
	3	-6,200E-02	,411	1,000	-1,268	1,144
3	1	-6,391	,492	,000	-7,835	-4,947
	2	6,200E-02	,411	1,000	-1,144	1,268

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

Teste de Normalidade (período de apoio)

Shapiro-Wilk			
	Estatística	Df	Sig.
BF_PF	,934	8	,557
BF_PR	,942	8	,626
BF_TE	,914	8	,382
EC_PF	,812	8	,059
EC_PR	,960	8	,811
EC_TE	,937	8	,585
GAS_PF	,966	8	,869
GAS_PR	,876	8	,173
GAS_TE	,964	8	,848
RF_PF	,871	8	,153
RF_PR	,810	8	,076
RF_TE	,972	8	,916

BF_Período de Apoio

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	24,8350	2,80850	12
2_PR	13,1575	1,70251	12
3_TE	9,4533	1,57670	12

ANOVA

	Df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,496	103,112	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Limite inferior	Limite superior
1	2	14,678	,873	,000	12,217	17,138
	3	14,382	,980	,000	11,618	17,145
2	1	-14,678	,873	,000	-17,138	-12,217
	3	8,296	,540	,010	-1,817	1,226
3	1	-14,382	,980	,000	-17,145	-11,618
	2	-8,296	,540	,010	-1,226	1,817

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

EC_Período de Apoio

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	11,1689	3,17693	9
2_PR	3,7589	2,69052	9
3_TE	4,6878	1,50515	9

ANOVA

	Df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,808	15,264	,000	,993

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Limite inferior	Limite superior
1	2	8,410	1,398	,000	-2,807	5,627
	3	6,481	1,046	,001	3,325	9,637
2	1	-8,410	1,398	,000	-5,627	2,807
	3	1,071	1,232	,110	3,357	8,786
3	1	-6,481	1,046	,001	-9,637	-3,325
	2	-1,071	1,232	,110	-8,786	-3,357

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

GAS_Período de Apoio

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	27,7836	3,20156	11
2_PR	28,4573	3,56366	11
3_TE	39,2345	4,98973	11

ANOVA

		Df	F	Sig.	Poder observado
EXE	Greenhouse-Geisser	1,224	100,143	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Limite inferior	Limite superior
1	2	-,674	1,447	1,000	-4,828	3,481
	3	-11,451	1,721	,000	-16,389	-6,512
2	1	,674	1,447	1,000	-3,481	4,828
	3	-10,777	2,101	,001	-16,807	-4,748
3	1	11,451	1,721	,000	6,512	16,389
	2	10,777	2,101	,001	4,748	16,807

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

RF_Período de Apoio

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	8,5390	3,19223	10
2_PR	7,6268	3,14523	10
3_TE	7,7970	3,54273	10

ANOVA

		df	F	Sig.	Poder observado
EXE	Greenhouse-Geisser	1,441	,279	,690	,082

Teste de Normalidade (período de balanço)

Shapiro-Wilk			
	Estatística	df	Sig.
BF_PF	,892	8	,245
BF_PR	,903	8	,308
BF_TE	,956	8	,774
EC_PF	,930	8	,516
EC_PR	,922	8	,445
EC_TE	,838	8	,072
GAS_PF	,890	8	,235
GAS_PR	,954	8	,752
GAS_TE	,932	8	,532
RF_PF	,921	8	,438
RF_PR	,877	8	,176
RF_TE	,874	8	,165

BF_Período de Balanço

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	9,1288	4,14938	12
2_PR	12,2542	3,97700	12
3_TE	12,3842	4,89981	12

ANOVA

	df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,414	2,019	,173	,305

EC_Período de Balanço

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	8,9720	2,61258	10
2_PR	4,7100	2,04954	10
3_TE	4,8610	2,39591	10

ANOVA

	df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,508	9,292	,005	,995

Post hoc de Bonferroni

(I) EXE	(J) EXE	Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
1	2	5,262	,915	,020	-2,421	2,945
	3	4,111	1,338	,040	,186	8,036
2	1	-5,262	,915	,020	-2,945	2,421
	3	-,149	,890	1,000	1,237	6,461
3	1	-4,111	1,338	,040	-8,036	-,186
	2	,149	,890	1,000	-6,461	-1,237

* Diferença significativa ao nível de 0,05.

GAS_Período de Balanço

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	8,2618	3,41896	11
2_PR	8,0376	4,40908	11
3_TE	7,5127	3,42891	11

ANOVA

	Df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,790	,100	,886	,063

RF_Período de Balanço

Estatística Descritiva

	Média	DP	N
1_PF	19,7030	4,24999	10
2_PR	14,2590	3,89061	10
3_TE	7,1420	2,87162	10

ANOVA

	df	F	Sig.	Poder observado
EXE Greenhouse-Geisser	1,842	30,666	,000	1,000

Post hoc Bonferroni

		Diferença média (I-J)	EP	Sig.	95% Intervalo de confiança	
(I) EXE	(J) EXE				Limite inferior	Limite superior
1	2	5,444	1,527	,018	,965	9,923
	3	12,561	1,826	,000	7,205	17,917
2	1	-5,444	1,527	,018	-9,923	-,965
	3	7,117	1,448	,002	2,869	11,365
3	1	-12,561	1,826	,000	-17,917	-7,205
	2	-7,117	1,448	,002	-11,365	-2,869

Diferença significativa ao nível de 0,05.