

LETÍCIA CALADO CARNEIRO

**ANÁLISE DA MARCHA PARA TRÁS DE ADULTOS EM AMBIENTE
TERRESTRE E AQUÁTICO**

FLORIANÓPOLIS - SC

2009

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE - CEFID
MESTRADO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

LETÍCIA CALADO CARNEIRO

ANÁLISE DA MARCHA PARA TRÁS DE ADULTOS EM AMBIENTE
TERRESTRE E AQUÁTICO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte - CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Dr. Helio Roesler

Co-orientadora: Dr^a. Stella Maris Michaelsen

FLORIANÓPOLIS – SC

2009

LETÍCIA CALADO CARNEIRO

**ANÁLISE DA MARCHA PARA TRÁS DE ADULTOS EM AMBIENTE
TERRESTRE E AQUÁTICO**

Dissertação aprovada como requisito parcial para a obtenção do grau de mestre em ciências
do movimento humano

Banca Examinadora:

Orientador:

Prof. Dr. Helio Roesler - UDESC

Co-orientadora:

Prof^ª. Dr^ª. Stella Maris Michaelsen - UDESC

Membro:

Prof^ª. Dr^ª. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela - UFMG

Membro:

Prof. Dr. José Ângelo Barela - UNESP/UNICSUL

Membro:

Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos - UDESC

Florianópolis – SC, 06 de abril de 2009

Dedico esta dissertação a minha Avó Aulina,
por ela representar para mim um exemplo
de força, coragem e determinação.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a minha família, meus pais Celso e Taciana e minhas irmãs Nanda e Lola, pela compreensão, amor e por acreditarem em mim. E ao meu cachorrinho Tonzinho por estar sempre por perto, “curando” os momentos de desânimo.

Gostaria de agradecer também ao meu querido namorado Diego pelo companheirismo, pelas palavras de incentivo e é claro, por me “agüentar” nas horas em que o stress era grande. Obrigada por tudo, te adoro.

Agradeço ao Prof. Helio por acreditar em mim e ter possibilitado o meu crescimento tanto intelectual, quanto espiritual. Professor, sei que a vida as vezes pode ser injusta, porém tenho descoberto que ela é também muito gratificante.

À Prof. Stella Maris por ter me co-orientado, despertado meu interesse e aberto meus horizontes por áreas que eu antes não tinha muito conhecimento e pela qual me apaixonei, acho que tanto quanto ela. Admiro muito sua paixão pelo que você faz.

Ao professor José A. Barela e Luci T. F. Samelo por dividir o conhecimento e ter aceitado participar da banca.

Com certeza, gostaria de agradecer muito a todo pessoal do Laboratório de Pesquisas em Biomecânica Aquática. Começando pelos três mosqueteiros do Laboratório Marcel, Guga e Alessandro, por terem participado do meu processo de aprendizagem, pelos ensinamentos e

pela paciência. Admiro e acredito muito em vocês. À Carol Ruschel, Luciana, Elinai e Suzana pelos esclarecimentos, apoio e todas as dicas para que o estudo tivesse a qualidade necessária. Aos queridos bolsistas do Laboratório Victor, Gabriel, Thiago, Eddy, Fernando e Bruna, e pela ajuda voluntária da amiga Fernanda, por toda a dedicação, apesar do cansaço.

Agradeço também aos amigos que cativei e conheci nestes dois anos de mestrado: Rodrigo (Bolinha), Mavie, Vanessa, Angélica, Luciana, Carolzinha, André (mais que barbaridade...hehehe), Jonathan, Josi, Juliana Costa, Juliana e Maick, Ricardo, Ito, Thiago, Diogo. Por todos os momentos felizes...

Gostaria de agradecer também aos amigos que pela correria da vida não encontro todos os dias, mas que são muitos especiais para mim: Carol, Betina, Letícia, Gabriel, Karina, Yoshi, Bruno, Lili, Paulinho, Dani e Ricardo, aos amigos de infância e adolescência e as minhas vizinhas queridas.

Dedico um agradecimento especial a Solange e a Janny pelo carinho e paciência conosco. Ao Professor Mário pelas muitas ajudas com os instrumentos. E ao Luciano por atender meus pedidos com os cuidados incansáveis com a piscina.

E por fim, a Deus, pois sem a dádiva da vida nada disso seria possível.

Sem sonhos, as perdas se tornam insuportáveis,
as pedras do caminho se tornam montanhas,
os fracassos se transformam em golpes fatais.
Mas, se você tiver grandes sonhos,
seus erros produzirão crescimento,
seus desafios produzirão oportunidades
e seus medos produzirão coragem.

Augusto Cury

RESUMO

A marcha para trás esta embutida em inúmeras atividades diárias como sentar-se em uma cadeira, atravessar uma rua movimentada e na prática de esportes coletivos. Assim, o propósito desse estudo foi analisar através de ferramentas biomecânicas o comportamento motor da marcha para frente e para trás de adultos no ambiente terrestre e aquático. A amostra foi composta por 22 indivíduos adultos (11 mulheres e 11 homens). Antes de iniciar os testes os pesquisadores realizaram as avaliações antropométricas e marcaram os pontos anatômicos: lateral do tronco, trocânter maior, epicôndilo lateral do joelho, maléolo lateral e quinto metatarso no membro inferior direito dos sujeitos. O procedimento da coleta de dados foi o mesmo para os dois ambientes, sendo que no ambiente aquático o nível de imersão foi no processo xifóide. Os sujeitos realizaram 10 passagens válidas nas duas direções de marcha, em velocidade auto-selecionada, sobre uma passarela 7,5m que apresentava no centro a plataforma de força. A plataforma forneceu dados da curva de força vertical de reação do solo (FVRS). O procedimento da caminhada em ambas as direções e ambientes foi registrado no plano sagital através de uma câmera filmadora digital com frequência de 60 Hz. As imagens foram editadas e os pontos anatômicos digitalizados através do software APAS para obtenção dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo e para obtenção da fase relativa. A velocidade foi medida através de fotocélulas que estavam conectadas a um cronômetro. Para análise estatística foi utilizada a análise de co-variância (ANCOVA), para as quatro situações do estudo, tendo a velocidade como co-variável. Os resultados indicaram que na marcha para trás aconteceu um maior primeiro pico de força (PPF) no ambiente terrestre. No ambiente aquático, foram observadas semelhança entre os picos e redução dos valores da FVRS em ~68%. A morfologia das curvas de deslocamento articular do tornozelo, joelho e quadril foram semelhantes entre as condições, sendo que o tornozelo apresentou as maiores diferenças. A articulação do tornozelo teve menor plantiflexão na marcha para trás nos dois ambientes e maior amplitude de movimento (ADM) na marcha para trás na água. A articulação do joelho apresentou maiores valores angulares durante o contato inicial e maior máxima flexão na marcha para frente no ambiente aquático. O quadril mostrou maiores ângulos no contato inicial, maior máxima flexão e maior ADM na marcha para frente no ambiente aquático. Sendo que a máxima extensão do quadril foi maior na marcha para frente no solo e menor na marcha para trás na água. A análise da fase relativa revelou que as maiores diferenças na relação dos segmentos perna-coxa foram observadas entre as direções de marcha, havendo poucas diferenças entre os ambientes. As curvas da fase relativa foram semelhantes, mais invertidas entre a marcha para frente e para trás. Os resultados desta pesquisa proporcionaram maior embasamento científico para os profissionais da saúde que prescrevem o treinamento da marcha como exercício físico ou terapêutico, sendo que a variação da tarefa e do ambiente são recursos importantes na melhora das habilidades.

Palavras-chave: Biomecânica. Controle motor. Marcha para trás. Ambiente aquático.

ABSTRACT

Walking backwards is part of many daily activities such as sitting in a chair and crossing the street, and is also present in sport activities. The aim of this study was to analyze the biomechanical and motor behavior characteristics of walking backwards and forwards of adults in water and on land. The sample was composed of 22 adult subjects (11 women and 11 men). Before the data collection the researchers carried out anthropometrical measurements and placed markers at some anatomical landmarks: lateral of the trunk, greater trochanter, the lateral knee epicondyle, the lateral malleolus and the fifth metatarsal head of the right lower limb. Data collection procedures were the same for both conditions, in water and land. The level of immersion in the water was set at the height of the subjects' xiphoid process. The subjects perform 10 valid trials in each direction at a self-selected speed, over a 7,5m-walkway containing a force plate. The force plate provided data for the vertical ground reaction forces (VGRF). The trials in both directions were recorded in the sagittal plane with a digital video camera 60 Hz. To edit the images and digitize the anatomical points, the APAS software was used. These processes were accomplished to obtain the hip, knee and ankle joint angles and the relative phases. Walking speed was measured with a system composed of a synchronized electronic stopwatch and two photocell timing lights. An analysis of covariance was carried out which considered the four situations and the speed was included as a covariate. For the walking backwards on land it was observed that the values of the first force peak were greater than the values of the second force peak. In the water, the peak values were similar and there was a load reduction of approximately 68%. The displacement curves of the ankle, knee and hip joints were similar between both conditions and the main differences were observed for the ankle joint. There was smaller plantar flexion during the walking backwards in both environments and the range of movement was greater in the walking backwards in the water. In walking forwards in water, it was observed that there were greater knee and hip angles during the initial contact and during maximum flexion. The maximum hip extension was greater in the walking forwards on land and less in the walking backwards in water. The analyses of the relative phases showed that the main differences in the leg-thigh relationships were observed between the direction of walking, but there were no differences between the conditions. The curves of the relative phases of the walking forwards and of walking backwards were similar but they were reversed. The results of this study provided some scientific bases for health professionals who prescribe the walking training as a form of physical conditioning or as therapeutic exercises. The variations in the tasks and the environments are important strategies for the improvement of abilities.

Keywords: Biomechanics. Motor Control. Backward Walking. Aquatic environment.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Exemplo do ciclo da marcha, fases de apoio e balanço.....	23
Figura 2 - Curva da componente vertical da força de reação do solo durante caminhada no solo.....	28
Figura 3 – Curva de força da componente vertical da FRS durante marcha para trás no solo.....	29
Figura 4 – Força vertical na posição estática e durante a marcha subaquática em diferentes níveis de imersão.....	29
Figura 5 - Exemplo da curva vertical da força de reação do solo na marcha fora e dentro da água.....	30
Figura 6 - Exemplo de curvas Vertical de força de reação do solo no ambiente aquático.....	31
Figura 7: Deslocamento angular do tornozelo na marcha para frente no solo.....	34
Figura 8: Deslocamento angular do tornozelo na marcha para trás no solo.....	34
Figura 9: Deslocamento angular do joelho na marcha para frente no solo.....	35
Figura 10: Deslocamento angular do joelho na marcha para trás no solo.....	36
Figura 11: Deslocamento angular do quadril na marcha para frente no solo.....	37
Figura 12: Deslocamento angular do quadril na marcha para trás no solo.....	38
Figura 13 – Deslocamento angular das articulações do tornozelo, joelho e quadril no ambiente terrestre e aquático.....	39

Figura 14 - Exemplo do diagrama ou retrato de fase do joelho na marcha para frente e na marcha para trás	42
Figura 15 - Exemplo de ângulo de fase da marcha para frente e da marcha para trás...	42
Figura 16 - Exemplo da fase relativa.....	43
Figura 17 - Plataforma de força subaquática.....	47
Figura 18 – Sistema de aquisição ADS2000-IP conectado ao laptop.....	48
Figura 19 – Foto da câmera filmadora utilizada no estudo.....	48
Figura 20 - Exemplo da curva de força vertical da marcha para frente no ambiente terrestre.....	49
Figura 21 - Representação dos ângulos que foram obtidos pelo APAS.....	50
Figura 22 - Curvas do deslocamento angular do tornozelo, complementar do joelho e do quadril na marcha para frente no solo.....	51
Figura 23 - Exemplo de diagrama ou retrato de fase da perna do andar para frente no solo.....	52
Figura 24: Exemplo do diagrama de fase normalizado para obtenção do ângulo de fase.....	54
Figura 25: Exemplo do ângulo de fase da marcha para frente no solo.....	55
Figura 26- Fase relativa da marcha para frente (à esquerda) e para trás (à direita) de adultos no solo.....	55
Figura 27 - Esquema da coleta de dados no ambiente aquático.....	59
Figura 28: Passarela com a plataforma de força no centro.....	59
Figura 29 - Exemplo do recorte do vídeo na marcha para frente à esquerda e para trás à direita.....	60
Figura 30 – Média e desvio padrão das curvas de FRS da marcha para frente e para trás no solo e na água.....	64
Figura 31 - Média e desvio padrão do descolamento angular do tornozelo na marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático.....	68

Figura 32 - Média e desvio padrão do deslocamento angular do joelho na marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático.....	71
Figura 33 - Média e desvio padrão do descolamento angular do quadril na marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático.....	74
Figura 34 - Média e desvio padrão da fase relativa na marcha para frente e para trás no solo e na água.....	77

LISTA DE SIGLAS E ABREVEATURAS

ADM: Amplitude de movimento

CIC: Contato inicial calcanhar

RP: Retirada do pé

TC: Tempo de contato

FRS: Força de reação do solo

PPF: Primeiro pico de força

SPF: Segundo pico de força

RP: Retirada do pé

MFS: Marcha para frente no solo

MTS: Marcha para trás no solo

MFA: Marcha para frente na água

MTA: Marcha para trás na água

MI: Membro Inferior

MMII: Membros inferiores

M. Flex: Máxima Flexão

M. Ext: Máxima Extensão

N: Newton

PC: Peso Corporal

PR: Primeira reversão

SR: Segunda reversão

TR: Terceira reversão

QR: Quarta reversão

TRa: Tempo da reversão a

TRb: Tempo da reversão b

TRd: Tempo da reversão d

TRc: Tempo da reversão c

SUMÁRIO

I. INTRODUÇÃO.....	16
1.2 OBJETIVOS.....	18
1.2.1 Objetivo geral.....	18
1.2.2 Objetivos específicos.....	18
1.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO.....	18
1.4 DEFINIÇÕES DE TERMOS.....	18
II. REVISÃO DE LITERATURA.....	20
2.1 MARCHA HUMANA.....	20
2.1.1 Ciclo da marcha para frente.....	21
2.1.2 Ciclo da marcha para trás.....	23
2.2 TREINAMENTO DA MARCHA PARA TRÁS.....	24
2.3 DINAMOMETRIA DA MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS NO AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO.....	27
2.4 CINEMÁTICA DA MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS NO AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO.....	32
2.5 COORDENAÇÃO INTRA-SEGMENTOS ENTRE A MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS NO AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO.....	39

III – MÉTODO.....	45
3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA.....	45
3.2 SUJEITOS DA PESQUISA.....	45
3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA:.....	47
3.4 DEFINIÇÕES CONCEITUAL E OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS:.....	49
3.4.1 Dinamometria da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático.....	49
3.4.2 Cinemática da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático.....	50
3.4.3 Coordenação da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático.....	52
3.5 CONTROLE DE VARIÁVEIS.....	56
3.6 COLETA DE DADOS.....	57
3.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO E DE ANÁLISE DOS DADOS.....	62
IV RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	63
4.1 DINAMOMETRIA DA MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS EM AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO.....	63
4.2 CINEMÁTICA DA MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS NO AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO.....	67
4.3 COORDENAÇÃO INTRA-SEGMENTOS DA MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS NO AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO.....	76
V COSIDERAÇÕES FINAIS.....	83
VI REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	85
ANEXO I.....	92
APÊNDICE I.....	94
APÊNDICE II.....	94

I INTRODUÇÃO

Uma característica importante para nossa independência como seres humanos é a mobilidade (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). Para essas autoras a mobilidade é definida como a capacidade de nos mover de um lugar para outro de forma segura e de maneira independente. De acordo com a Organização Mundial da Saúde mobilidade e funcionalidade estão diretamente relacionadas, pois a funcionalidade está associada com as funções do corpo e a capacidade do indivíduo de realizar atividades e tarefas relevantes à rotina diária, bem como sua participação na sociedade (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2001).

Sendo assim, a locomoção que é uma das principais características relacionadas à mobilidade e um importante requisito para independência pessoal. Plata (1991) *apud* Shumway-Cook e Woollacott (2003) relata que o comportamento locomotor inclui a capacidade de iniciar e parar, transpor obstáculos, alterar a velocidade e mudar de direção quando necessário.

A mudança de direção na locomoção pode ocorrer em atividades corriqueiras e até na prática esportiva, sendo que o indivíduo deve ser capaz de realizar esta ação para ser independente funcionalmente. Nesse contexto, dar passos para trás é necessário quando uma pessoa vai sentar em uma cadeira ou atravessar uma rua movimentada. As práticas de esportes coletivos e da dança solicitam constantes mudanças de direção e orientação, as quais aumentam as oportunidades do deslocamento para trás.

No entanto, em relação a marcha para trás no solo, os estudos são escassos, antigos e na sua maioria tinham como objetivo investigar o Gerador de Programa Central (CPG) (THORSTENSSON, 1986; WINTER, PLUCK E YANG, 1989; VILENSKY,

BANCKIEWICZ E GEHLSSEN, 1987 E GRASSO, BIANCHI E LACQUANITI, 1998). Outros autores como Bates e McCaW (1986), Threlkeld, *et al.* (1989), Laufer (2005), Bates, Morrison, Hamill (1984), Yang *et al.* (2005), Daves (1996) e Carol Morton (1986) verificaram em suas pesquisas dados relevantes ao treinamento e reabilitação da marcha ou corrida para trás e observaram ganho de força e melhora do equilíbrio muscular, maior atividade eletromiográfica com inversão das musculaturas atuantes, maior consumo de oxigênio e gasto energético, melhora do equilíbrio, propriocepção e coordenação.

Devido a estes achados, a marcha para trás vem sendo amplamente empregada no treinamento e na reabilitação por fisioterapeutas e educadores físicos por possibilitar variação de estímulos e proporcionar riqueza de movimentos, tanto no ambiente terrestre quanto no aquático. No entanto, o treinamento desta tarefa na água proporciona uma variação ainda maior de estímulos podendo ser considerado um ambiente seguro para este tipo de locomoção.

Barela, (2005); Masumoto *et al.*, (2007) e Masumoto *et al.*, (2008) observaram em seus estudos que a água além de possibilitar a variação da condição de treinamento, também proporciona fortalecimento muscular, treino de equilíbrio, diminuição das forças de compressão nas articulações, maior gasto energético e frequência cardiorespiratória.

Entretanto, os estudos da marcha para trás no ambiente aquático são ainda mais escassos que no ambiente terrestre porém mais recentes. Uns dos primeiros pesquisadores que até o momento estudaram a marcha para trás dentro da água foram Masumoto *et al.* (2005), Masumoto *et al.* (2007) e Masumoto *et al.* (2008), que justificaram os estudos decorrente do amplo emprego desta tarefa na hidroterapia e hidroginástica.

Assim, pode-se perceber que a marcha para trás, principalmente no ambiente aquático, precisa ser melhor descrita em relação às variáveis biomecânicas relacionadas a cinética e cinemática para que os profissionais da saúde possam se embasar cientificamente ao prescreverem este exercício.

Esta pesquisa teve como objetivo descrever e comparar as características dinamométricas, cinemáticas e de comportamento motor da marcha para frente e para trás em ambiente terrestre e aquático. Os resultados deste estudo serviram como base para obtenção de valores de referência que possibilitará posterior comparação com outras populações, como crianças, idosos e pacientes com déficits neurológicos ou ortopédicos.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Analisar as características biomecânicas e de controle motor da marcha para frente e para trás de adultos nos ambientes terrestre e aquático.

1.2.2 Objetivos específicos

- Comparar as características dinamométricas da marcha para frente e para trás de adultos no ambiente terrestre e aquático;
- Comparar as características cinemáticas da marcha para frente e para trás de adultos no ambiente terrestre e aquático;
- Comparar a coordenação intra segmentar na marcha para frente e para trás de adultos no ambiente terrestre e aquático;

1.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Esta pesquisa teve como delimitação analisar as características cinemáticas, dinâmicas e de controle motor da marcha para frente e para trás de adultos no ambiente terrestre e aquático. A coleta de dados aconteceu no Laboratório de Biomecânica e no Laboratório de Pesquisas em Biomecânica Aquática do CEFID/UEDESC no segundo semestre de 2008.

1.4 DEFINIÇÕES DE TERMOS

- **Graus de liberdade:** São os números mínimos de coordenadas necessárias para identificar as posições dos elementos dentro de um sistema. Ex: Se for considerado um sistema de 1 elemento A em um espaço bidimensional (com 2 eixos x e y), então duas coordenadas são necessárias para identificar o elemento, resultando em um sistema de 2 graus de liberdade. Os graus de liberdade podem ser considerados como possibilidades do movimento no espaço de um membro do corpo. O braço, por exemplo, tem uma gama enorme de possibilidades de movimentação (flexão, extensão, adução, abdução, rotação interna e

externa) decorrentes do grande número de articulações e músculos conectados á ele (TURVEY, FITCH e TULLER, 1982).

- **Restrição:** De acordo com Newell (1984) as restrições podem ser vistas como fronteiras ou características que limitam o movimento da entidade em questão, atuando ao nível do organismo, do ambiente e da tarefa para determinar o padrão ótimo de coordenação e controle para qualquer atividade.

- **Coordenação:** Coordenação é definida como o processo pelo qual os componentes do movimento são seqüenciados e organizados temporalmente, e seus valores relativos determinados, a fim de produzir padrões de movimento funcional ou sinergia (SCHOLZ, 1990). Para Newell, (1986) coordenação é a função que restringe as variáveis potencialmente livres (graus de liberdade) em uma unidade comportamental.

II. REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo serão abordados alguns dos tópicos considerados relevantes ao tema da pesquisa, com o intuito de fundamentar teoricamente os questionamentos do estudo e auxiliar a discussão dos resultados. Com esse objetivo, o capítulo está organizado em tópicos da seguinte forma: Marcha humana, Dinâmica da marcha para frente e para trás em ambiente terrestre e aquático, Cinemática da marcha para frente e para trás em ambiente terrestre e aquático e Coordenação intra-segmentar da marcha para frente e para trás em ambiente terrestre e aquático

2.1 MARCHA HUMANA

Esta tarefa motora é vista como um movimento natural e habitual no ser humano, no entanto, de extrema complexidade. Por tais razões, alguns estudos foram realizados na tentativa de descrever e caracterizar esta tarefa motora tão essencial. Segundo Hebert (1998), a marcha é um conjunto de movimentos rítmicos e alternados do tronco e extremidades visando à locomoção do corpo ou do seu centro de gravidade para frente. Marcha pode ser definida em sentido amplo como um tipo de locomoção, sendo neste caso, mover-se de um lugar para outro. Winter (1991), afirma ser o único propósito da marcha o de transportar o corpo seguramente e eficientemente no solo. Hennig (1999) diz que a locomoção humana é resultante de várias atividades musculares, as quais habilitam o homem se mover de um lugar a outro no solo. Para Rose e Gamble (1998), a marcha pode ser descrita como um padrão cíclico de movimentos corporais que se repete indefinidamente a cada passo.

Perry (1992) esclarece que para melhor identificar e compreender esses eventos, é possível observar a marcha classificando-a ou pormenorizando suas fases a partir de 3 pontos de vista distintos: 1) subdivisão do ciclo de acordo com as variações do contato recíproco

entre pés e solo, consistindo na mais simples das classificações (fase apoio / balanço); 2) verificação das características espaço-temporais da passada (% tempo do ciclo); 3) identificação do significado funcional dos eventos do ciclo da marcha e designação desses eventos como suas fases funcionais. Sendo assim, as fases da marcha para frente serão abordadas a seguir.

2.1.1 Ciclo da marcha para frente

O ciclo da marcha é apresentado neste estudo a fim de se facilitar o entendimento das variáveis pesquisadas. Autores como Rose e Gamble (1998), afirmaram que o ciclo da marcha é a maior unidade empregada na descrição da marcha. Hebert (1998) definiu o ciclo da marcha como o período que ocorre entre o contato inicial de uma extremidade e o subsequente contato inicial da mesma extremidade. Durante um ciclo simples da marcha normal, cada extremidade passa por uma “fase de apoio”, que consome 60% do ciclo, e uma “fase de balanço”, responsável por 40%. A fase de apoio possui dois períodos de duplo apoio, respectivamente de 0 a 12% e de 48 a 60%, e um período de apoio simples. Os períodos de duplo apoio ou duplo suporte tendem a diminuir com o aumento da cadência da marcha, a ponto de desaparecer durante uma corrida. Normalmente a cadência normal humana é de 110 a 115 passos/minuto. Cada fase é dividida em subfases, cujas denominações sofreram mudanças no decorrer do tempo em vista da substancial melhoria verificada da análise da marcha, possibilitando uma avaliação global, concomitante e monitorizada sob os pontos de vista óptico, elétrico e informatizado.

a) Fase de apoio

De acordo com Hebert (1998) e Perry (2005), para uma marcha normal a fase de apoio deve permitir três requisitos fundamentais: estabilidade simples com postura ereta, avanço do corpo sobre um pé apoiado e preparo para a fase de balanço. É dividida em cinco subfases:

1. Contato inicial (“toque de calcâneo”): Quando o pé toca o solo através do calcâneo. Em marchas com padrão patológico, o contato inicial pode ocorrer com regiões do pé que não sejam o calcâneo;

2. Reação do solo ou resposta à carga (“pé apoiado”): Tem por funções principais a absorção do impacto e a adaptação ao solo;

3. Apoio médio: Período de suporte simples durante o qual o centro de gravidade do corpo progride sobre um pé apoiado, estabilidade do tronco e do membro;

4. Apoio final (“saída do calcâneo”): Essa fase completa o apoio simples. Ela começa com a elevação do calcanhar e continua até que o outro pé toque o solo. Durante essa fase o peso do corpo desloca – se para frente sobre o antepé.

5. Pré-balanço ou propulsão (“saída dos dedos”): Corpo sendo impulsionado para frente, com conseqüente desprendimento dos dedos do solo e transferência concomitante do centro de gravidade para o membro contralateral.

Na Figura 1 pode-se observar o exemplo da fase de apoio no ciclo da marcha.

b) Fase de balanço

Período que vai da saída dos dedos ao toque do calcâneo do mesmo membro. Tem como requisitos fundamentais a permissão do avanço do membro em balanço sem tocar o pé no solo, a propulsão do corpo e a preparação para o novo contato inicial do calcâneo A Fase de Balanço é dividida em três subfases (HEBERT, 1998; PERRY, 2005):

1. Balanço inicial: inicia com o levantamento do membro inferior do solo e termina quando o pé de balanço está oposto ao pé de apoio. Tem como objetivo a liberação do pé do solo e avanço do membro a partir de sua posição de queda.

2. Balanço médio: A extremidade em balanço está passando diretamente sobre o corpo e deve ser suficientemente encurtada para que o pé não toque o solo, às custas de uma flexão maior no quadril;

3. Balanço final: Ocorre avanço continuado da tíbia buscando a extensão total do joelho, determinando o comprimento do passo. Esta fase termina quando o pé toca o solo. O avanço do membro é completado enquanto a perna desloca – se para frente da coxa.

Na Figura 1 pode-se observar o exemplo da fase de balanço no ciclo da marcha.

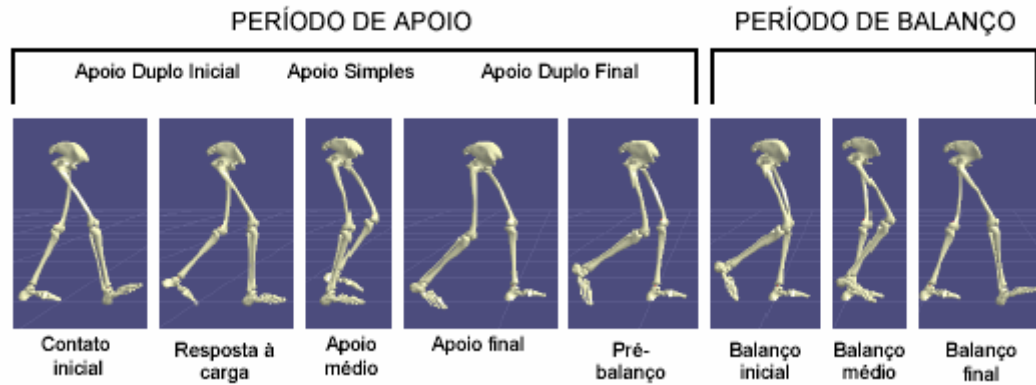


Figura 1 - Exemplo do ciclo da marcha, fases de apoio e balanço.

Fonte: Barela, 2005.

2.1.2 Ciclo da marcha para trás

Na marcha para trás, o ciclo da marcha pode ser definida como o período entre o toque dos dedos no solo e subsequente toque dos dedos do mesmo membro no solo. Em geral, foi verificado por Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987), Thorstensson (1986) e Grasso *et al.* (1998) que a duração do ciclo diminui na marcha para trás quando realizada na mesma velocidade. A marcha neste sentido também é caracterizada por um período de apoio e outro de balanço. Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987) verificaram que o período de duplo suporte foi menor na marcha para trás com diferença estatisticamente significativa. Devido a menor duração do ciclo da marcha, o período de apoio e balanço também diminuiu entre a marcha para frente e para trás, mas sem diferença estatisticamente significativa. Laufer *et al.* (2005), realizaram um estudo com 30 adultos em velocidade normal e verificaram que a velocidade, o comprimento do passo e a fase de balanço foram menores na marcha para trás em comparação a marcha para frente com diferença estatisticamente significativa. Estes autores também analisaram a cadência do passo e não encontraram diferença estatisticamente significativa.

Conhecer o ciclo da marcha é essencial para as análises posteriores com relação a dinamometria e cinemática da marcha, pois as inferências sobre as características da marcha baseiam-se na fase em que este movimento está acontecendo durante o ciclo da marcha.

2.2 TREINAMENTO DA MARCHA PARA TRÁS

Neste item serão citados estudos que procuram entender a tarefa da marcha para trás e sua implicação na reabilitação e treinamento.

Segundo Paula, Mauerberg-decastro e Cozzani (2006), as crianças, adultos e idosos para atender as demandas da vida diária, precisam mover-se em diferentes direções, incluindo para trás. Deslocar o corpo para trás pode ser conciliado com várias tarefas, como sentar-se em uma cadeira/sofá ou fazer um recuo ao tentar atravessar uma rua movimentada. Assim, andar para trás está embutido em inúmeros comportamentos e pode ser considerado como uma forma invertida do andar para frente. As autoras verificaram através de observações longitudinais o desenvolvimento e a emergência do andar para frente e para trás de bebês. Foi observado o impacto da restrição ambiental gerada por diferentes tipos de superfícies (piso duro e colchão) sobre as variáveis temporais da marcha. Sete bebês participaram do estudo e foram selecionados a partir do momento que conseguiam andar com apoio até o início do andar independentemente para frente. Os resultados confirmaram que o desenvolvimento do andar, tanto para frente como para trás, seguem uma linearidade. O andar para trás demanda menos alterações na organização temporal do que o andar para frente, apresentando apenas aumento na duração da fase de balanço. O relacionamento de fase inter-membros do bebê é semelhante ao encontrado no andar maduro e a variabilidade diminuiu com a experiência na tarefa de andar, tanto para frente como para trás.

As diferenças biomecânicas documentadas por Grasso *et al.* (1998) entre os sentidos de andar mostram que na marcha para trás a força vertical de reação do solo é maior durante a fase de contato com os dedos no solo do que na fase de retirada do calcanhar. Na marcha para trás a atividade eletromiográfica das extremidades inferiores são maiores que na marcha para frente, sugerindo um maior consumo de energia do organismo.

Quando se compara esforços físicos de corredores nas direções para trás e para frente, os corredores percebem igual esforço durante a corrida para trás quando realizada em velocidades que representam 80% da velocidade da corrida para frente. ARATA *apud* BATES E DUFEK, (1999), relataram que não se pode funcionar tão rapidamente para trás quanto para frente devido a determinadas limitações anatômicas que limitam os movimentos de flexão-extensão das extremidades distais.

De acordo com os mesmos autores, a corrida para trás pode ser diferenciada da corrida para frente pelo fato do corredor apresentar uma postura mais ereta (menos inclinação do tronco), diminuição da amplitude de movimento do quadril, aumento da amplitude de

movimento do joelho, eliminação da flexão excêntrica e do stress associados ao joelho; diminuição do comprimento do passo e reversão do papel das estruturas muscular que suportam as articulações do tornozelo e do joelho.

O uso do andar para trás é uma técnica comum de reabilitação empregada no tratamento de uma variedade de circunstâncias ortopédicas e neurológicas. Os especialistas em reabilitação que usam esta técnica com pacientes citam que a força e a transferência de peso melhoram com o treino de marcha para trás (THRELKELD, *et al.* 1989). Os mesmos autores investigaram o correr para trás com a finalidade de comparar os efeitos na cinética do treinamento do correr para trás versus o correr para frente. Participaram do estudo 10 corredores (6 homens, 4 mulheres com idades entre 20-34 anos). Foram distribuídos em um grupo composto de sujeitos que correram para trás e um grupo controle de sujeitos que correram para frente. Os sujeitos dos dois grupo avaliaram o pico de torque muscular dos extensos do joelho no início e após 8 semanas do treinamento. O componente da força vertical de reação do solo e o impulso foram significativamente menores durante o correr para trás. Após o treinamento, o pico de torque muscular dos extensores do joelho dos sujeitos que correram para trás aumentou significativamente de 75°/seg para 120°/seg. Assim, o correr para trás pode ser clinicamente útil para reduzir o stress às articulações lesionadas e para aumentar a força do extensor do joelho.

Yang *et al.* (2005) realizaram um treinamento adicional com marcha para trás em pacientes hemiparéticos. Depois de três semanas observou que houve melhoras nos parâmetros espaço-temporais quando comparado com o grupo controle que não realizou o treinamento. O comprimento do passo, a velocidade e simetria da marcha alcançaram melhores resultados no grupo que treinou a marcha para trás. Pôde ser observado com este estudo que o padrão assimétrico da marcha após um acidente vascular encefálico pode ser melhorado com uma terapia adicional de caminhada para trás.

Para Laufer (2005), atividades do andar para trás são meios de aumentar a força dos músculos do quadríceps, sendo incorporadas freqüentemente em programas de reabilitação, principalmente para lesões onde o andar para frente agrava a dor no joelho. Este autor investigou as características espaço-temporais da marcha de 30 adultos e 40 idosos na mudança de direção do movimento. Os participantes caminharam nas duas direções em velocidade confortável e o mais rápido possível. Os resultados do estudo demonstraram que o andar para trás apresentou padrão semelhante em ambas as idades, com diminuição da velocidade, do comprimento da passada e da fase de balanço e aumento na fase de duplo apoio, porém com nenhuma mudança na cadência. Foi observado que idosos apresentam

maior dificuldade em andar para trás, por ser considerada uma tarefa menos usual no dia-a-dia. No entanto, se esses indivíduos treinarem essa tarefa é possível que as características espaço-temporais tornem-se semelhantes às do andar para frente.

Moraes e Mauerberg-decastro, (2001) investigaram os efeitos do envelhecimento nos aspectos cinemáticos da marcha para trás. Foram coletados 9 idosos e 9 adultos jovens. Os resultados das análises dos retratos de fase dos segmentos coxa e perna não acusaram diferenças entre os grupos. Entretanto, os retratos de fase da articulação do joelho, na marcha para trás, não apresentaram o loop interno encontrado tipicamente na marcha para frente no momento em que o pé toca a superfície. Essa ausência indicou a perda de amortecimento ao nível do joelho durante aproximadamente 15% do contato inicial. Durante todo o ciclo da passada, na marcha para trás, foi encontrada uma relação em-fase em 90% do ciclo. Também foi encontrada diminuição do comprimento e da velocidade da passada na marcha para trás nos idosos e restrição da ação do tronco na direção ântero-posterior. Os autores concluíram que os idosos têm um comprometimento maior para realizar atividades motoras não habituais, como a marcha para trás.

Masumoto *et al.* (2005 e 2007) estudaram a marcha para trás no ambiente terrestre e aquático. Esse estudo demonstrou que a atividade muscular dos músculos paravertebrais, vasto medial e tibial anterior foram maiores durante a marcha para trás (dentro e fora da água). O aumento da força dos músculos paravertebrais tem grande repercussão sobre doenças que atingem a coluna vertebral, como hérnia de disco, espondilólise e algias em geral, por proporcionar maior estabilidade à essa região prevenindo as possíveis causas dessas doenças (DUTTON, 2006). O aumento da atividade muscular do tibial anterior também é muito utilizada na reabilitação de pacientes neurológicos que tem dificuldade para realizar a dorsiflexão do tornozelo durante as atividades de vida diária. As respostas da frequência cardíaca tenderam a serem maiores na marcha para trás no ambiente aquático do que fora da água e quando os indivíduos foram testados em velocidade rápida (MASUMOTO *et al.* 2005 e 2007).

Analisando os estudos citados, podemos observar que a marcha para trás apresenta diferenças em relação a marcha para frente e possibilita, em alguns casos, maiores ganhos que o treino da marcha para frente.

2.3 DINAMOMETRIA DA MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS NO AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO

Através da dinamometria é possível obter as causas do movimento, para se conhecer os mecanismos, estratégias e as compensações do sistema neural (Winter, 1991). Segundo Rose e Gamble (1998) a dinamometria inclui: força de reação do solo, força transmitida através das articulações, potência transferida entre os segmentos corporais e energia mecânica dos segmentos. A força de reação do solo (FRS) para Rose e Gamble (1998), é uma resposta às ações musculares e ao peso corporal, transmitido pelos pés, sendo a força muscular, responsável por colocar em equilíbrio o sistema, agindo contra a FRS que atua sobre o centro de gravidade do indivíduo. A marcha pode ser retratada quanto a FRS em três componentes espaciais: uma vertical e duas horizontais - ântero-posterior e médio-lateral. Dentre essas três componentes, a vertical se destaca, pela sua magnitude, figurando como uma das principais influenciadoras da sobrecarga no aparelho locomotor (AMADIO e DUARTE, 1996).

Nesta sessão será abordada a componente vertical (F_y) da FRS na marcha pra frente e para trás no solo e a marcha para frente no ambiente aquático.

Na marcha para frente no solo a componente vertical apresenta dois picos bem definidos e semelhantes com a presença uma deflexão entre os picos fica possível visualizar um “M”, sendo que o primeiro está relacionado à fase de recepção do pé no solo e o segundo relacionado à propulsão (PERRY, 1992; AMADIO e DUARTE, 1996; WINTER, 1991 e NIGG e HERZOG, 1994).

O primeiro pico (PPF) na componente vertical da FRS se origina do contato inicial do pé no solo em resposta a carga corporal do indivíduo (PERRY, 1992, AMADIO E DUARTE, 1996). Antes do primeiro pico de força ocorre o pico de impacto, que acontece 50 ms antes do indivíduo perceber que tocou o solo, assim, durante esse pico a carga acontece diretamente sobre as estruturas corporais (ossos) sem auxílio da musculatura (NIGG e HERZOG,1994). Próximo a esse pico de impacto ocorre à contração muscular e os encaixes articulares necessários para continuar o movimento (NIGG e HERZOG,1994) .

A deflexão ocorre entre o primeiro e o segundo pico de força, também é chamada fase de suporte médio ou pico mínimo e está relacionada com a flexão do joelho da perna de apoio e a fase de balanço da perna livre. O segundo pico de força (SPF) acontece quando os músculos do membro inferior em apoio estão realizando a fase de propulsão da marcha (NIGG e HERZOG,1994; AMADIO e DUARTE, 1996). Na Tabela 1 podem ser visualizados

os valores do primeiro e segundo picos de força para a caminhada no solo em ordem crescente e na Figura 2 a morfologia da curva de força vertical de reação do solo.

Tabela 1 – Valores do pico máximo de força vertical no solo em velocidade auto-selecionada

Fonte	Pico máximo
Perry, (1992)	100% - 110%
Winter, (1991)	10.82 N/kg*
Hamill e Knutzen, (1999)	1.0 - 1.2 PC
Viel, (2001)	120%*
Amadio e Duarte, (1996)	1.3 - 1.5 PC*
Nigg e Herzog, (1994)	1.2 - 1.6 PC

* % - porcentagem do peso corporal, PC - peso corporal, N/Kg - Newton por quilograma.

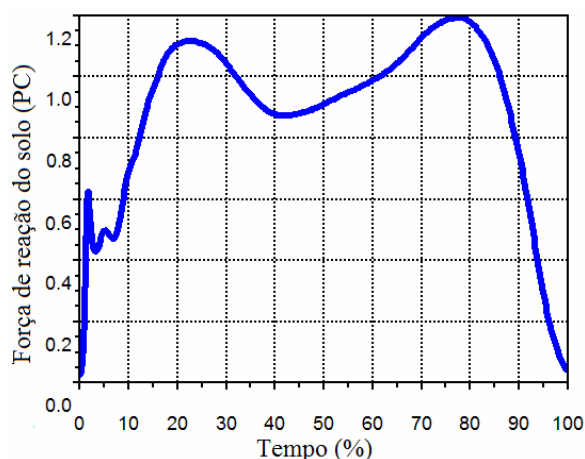


Figura 2 - Curva da componente vertical da força de reação do solo durante caminhada no solo.

Fonte: Laboratório de biomecânica da UDESC.

Grasso *et al.* (1998) realizaram um estudo com sete adultos jovens (4 mulheres e 3 homens) que caminharam para frente e para trás em uma plataforma de força. Na marcha para trás também existem dois picos de força, o contato inicial é realizado com os dedos do pé e a retirada com o calcanhar ao contrário da marcha para frente. Assim, o PPF é maior que o SPF. A média encontrada para o PPF foi de $115.0 \pm 17.6\%$ e do SPF de $93.6 \pm 4.7\%$. Outros estudos como de Carol Morton (1986) e Threlkeld *et al.* (1989) apresentaram apenas dados referente a FRS da corrida pra trás. Na Figura 3 pode-se observar a morfologia da componente vertical da força de reação do solo na marcha para trás.

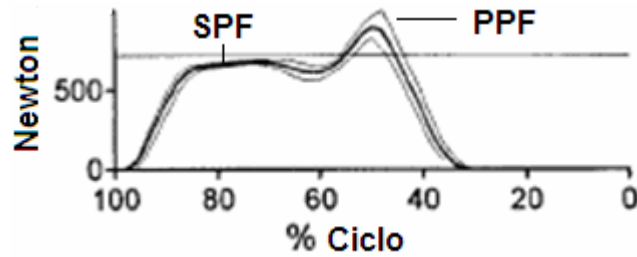


Figura 3 – Curva de força da componente vertical da FRS durante marcha para trás no solo. A curva esta invertida no eixo horizontal.

Fonte: Grasso, 1998

Na água os estudos da FRS vertical abordam diferentes níveis de imersão e diferentes velocidades de execução. Em 1992 foram iniciados os estudos da marcha dentro da água por Harrison, Hillmann e Bulstrode. Este estudo mensurou pela primeira vez a componente vertical da força de reação ao solo (FRS) em nove sujeitos (seis mulheres e três homens). Foi feita a comparação entre o peso hidrostático e a marcha subaquática nos níveis 1.1 e 1.3m de profundidade. Os sujeitos caminharam em duas velocidades determinadas como lenta e rápida, embora o autor não cite o valor destas velocidades. Para a profundidade de 1.3m, os valores da componente vertical da força de reação do solo foram de 50 a 75% para as situações rápidas e 25 a 50% para as situações lentas. Com o equipamento disponível na época (uma balança eletrônica de banheiro adaptada), este estudo conseguiu estimar a força resultante. Na Figura 4 esta apresentada a porcentagem de aplicação de peso em diferentes níveis de imersão na marcha ou na postura estática.

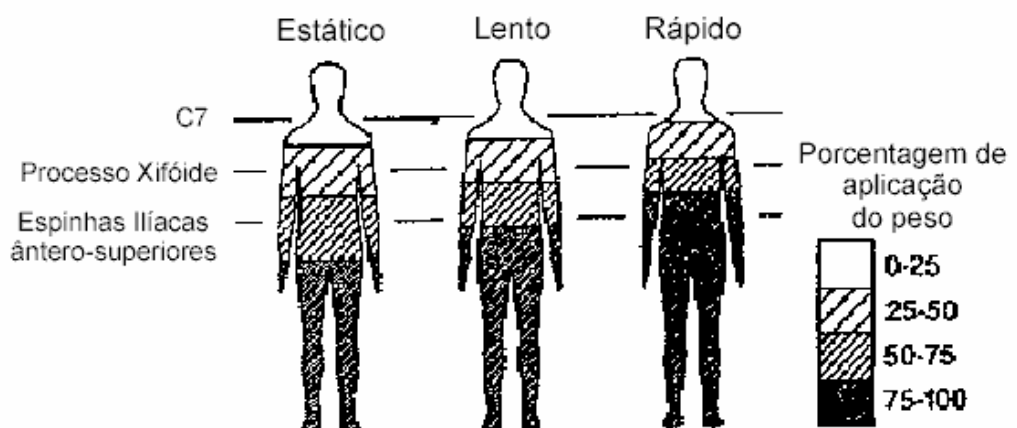


Figura 4 – Força vertical na posição estática e durante a marcha subaquática em diferentes níveis de imersão.

Fonte: Harrison, Hillman e Bulstrode, 1992.

No estudo de Nakazawa, Yano e Miyashita (1994), foi analisada a marcha de seis adultos jovens (quatro homens e duas mulheres) fora e dentro da água em quatro profundidades (0.4, 0.7, 1.0 e 1.2m). Neste estudo, foi utilizada uma plataforma de força subaquática e um metrônomo para o controle da velocidade, os sujeitos escolhiam a velocidade que eles consideravam mais confortável e posteriormente esta velocidade era controlada com a utilização dos toques do metrônomo. Na profundidade de 1.2m, os autores destacaram que as curvas de força foram reduzidas para 40% do peso corporal dos participantes, ficando em torno de um terço ou a metade dos valores para fora da água.

Yamamoto *et al.* (1995) analisaram a marcha através da força vertical e da variação angular de quadril, joelho e tornozelo, em 1.2m de profundidade em 3 sujeitos. Para tanto solicitaram aos participantes que escolhessem a velocidade mais confortável para a marcha fora e dentro da água. A marcha subaquática lenta e rápida foi selecionada pelos participantes em relação a mais confortável. Os autores não citaram as velocidades. Pode ser observado na Figura 5 que a curva de FRS tem um padrão diferente para as velocidades rápida e lenta. Na velocidade rápida os picos de força estão mais definidos e ocorre uma deflexão na curva, estas características não estão presentes na velocidade normal e lenta.

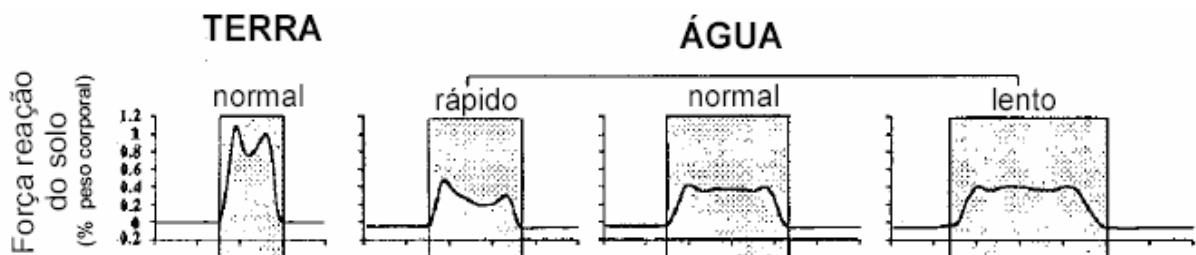


Figura 5 - Exemplo da curva vertical da força de reação do solo na marcha fora e dentro da água.

Fonte: Yamamoto, *et al.* (1995)

Barela, Stolf e Duarte, (2005) analisaram a marcha para frente de 10 adultos jovens (4 homens e 6 mulheres) em ambiente terrestre e aquático. A força de reação do solo foi analisada através de uma plataforma de força subaquática. Os participantes realizaram a marcha em velocidade auto-selecionada e com o nível de imersão no processo xifóide. Verificaram em seu estudo que a morfologia e os valores médios da componente vertical da força de reação do solo foram diferentes entre os dois ambientes. Sendo menor no ambiente aquático. Na figura 6 pode ser observada essas diferenças.

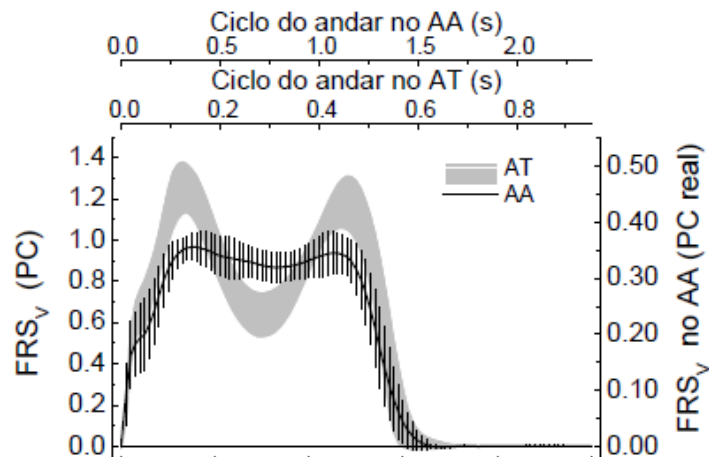


Figura 6 - Exemplo de curvas Vertical de força de reação do solo no ambiente aquático. AT: Ambiente terrestre. AA: ambiente aquático.

Fonte: Barela, 2005.

Em 2006, Roesler *et al.* verificaram em 60 adultos jovens que a velocidade e a posição dos membros superiores (MMSS) influenciam nos valores médios dos picos de FRS. Os 60 participantes foram divididos em três grupos de acordo com as características antropométricas. Os sujeitos estavam submersos ao nível do processo xifóide e caminharam em quatro situações diferentes, variando a velocidade e a posição dos MMSS. No estudo em questão a média F_y variou entre os 3 grupos, na velocidade de marcha lenta, entre 0.20PC a 0.31PC para a situação com os MMSS dentro da água e entre 0.28PC a 0.37PC com os MMSS fora da água. Na velocidade de marcha rápida a média da F_y variou entre os grupos entre 0.24PC a 0.33PC com os MMSS dentro da água e de 0.30 a 0.41 com os MMSS fora da água. Foi verificado que o acréscimo da velocidade e a posição dos MMSS fora da água aumentam a F_y .

Na Tabela 2 pode-se observar os valores da força de reação do solo no ambiente aquático encontrado por alguns autores em ordem crescente.

Tabela 2 - Valores do pico máximo de força vertical na água em velocidade auto-selecionada.

Fonte	Pico máximo
Harrison, Hillman e Bulstrode (1992)	25 - 50%*
Roesler et al. (2006)**	0.28 - 0.37PC*
Yamamoto et al. (1995)	0.3 - 0.4PC
Barela, Stolf e Duarte (2005)	± 0.35 PC
Nakazawa, Yano e Miyashita (1994)	± 0.4 PC

* % - porcentagem do peso corporal, PC - peso corporal. ** Velocidade lenta com MMSS fora da água

Dessa forma, o estudo da dinâmica da marcha tem grande importância nas prescrições de exercícios para condicionamento físico ou para reabilitação, visto que a variação do ambiente e do tipo de tarefa causa diminuição ou aumento de impacto sobre as articulações.

2.4 CINEMÁTICA DA MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS NO AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO

Dentre as várias análises possíveis utilizadas para investigar a marcha, a análise cinemática é a análise mais utilizada para descrever o movimento. A cinemática compreende o estudo das variáveis que envolvem a descrição do movimento, independente das forças que causam este movimento. Segundo Rash (1991), é o estudo da estrutura harmônica do padrão de movimento na locomoção. A cinemática pode ser definida como “a parte da mecânica que lida com a descrição de componentes de movimento espaciais e temporais” (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Lehmkuhl e Smith (1989) definem a cinemática como a ciência relacionada com a descrição das posições e os movimentos do corpo no espaço.

Conforme Winter (1990) elas incluem os deslocamentos lineares e angulares, velocidades e acelerações. Segundo Rose e Gamble (1998), a cinemática descreve o movimento, em termos de deslocamento, velocidade, e aceleração no espaço. Desta forma, a análise cinemática é empregada para descrever os padrões de movimento do corpo como um todo ou de seus segmentos.

Norkin, (1993) explica que a análise da cinemática pode ser feita através de pontos na superfície do corpo que representam o centro da gravidade e os centros das articulações ou eixos longos. Esta análise revela informação sobre o grau de locomoção e as mudanças de velocidade de segmentos específicos do corpo. No caso do andar, por meio da análise cinemática é possível descrever de maneira objetiva como os segmentos corporais se movimentam durante esta ação (PRINCE *et al.* 1997).

A cinemetria é um método de análise da cinemática que é composta por procedimentos de natureza basicamente óptica, onde as medidas são realizadas através de indicadores indiretos obtidos através de imagens. Inicialmente, podemos considerá-la como um método que permite análises qualitativas, a partir da observação das imagens obtidas através de fotografia, filmes e câmera de vídeo. Porém, a partir da mensuração do deslocamento de segmentos, representados pelos pontos selecionados no corpo humano; o

tempo, através da frequência de aquisição; e da massa, por procedimentos da antropometria, podem-se derivar grandezas cinemáticas que definem a geometria do movimento, procurando relatar o deslocamento, a velocidade, a aceleração e o tempo sem fazer referências à causa do movimento. Assim, sob um outro enfoque, a cinemetria pode contribuir para uma análise biomecânica quantitativa dos movimentos humanos (WINTER, 1990; WINTER, 2005; NIGG E HERZOG, 1995; NIGG E HERZOG, 1999; ALLLARD, STOKES E BLANCHI, 1995).

Na análise quantitativa cinemática da marcha obtem-se dados cinemáticos lineares (movimentos de translação) e angulares (movimentos de rotação). A cinemática linear tem como objeto de estudo, as variáveis de marcha: comprimento de passo, comprimento da passada, largura do passo, cadência (número de passos por minuto) e a velocidade da marcha. A cinemática angular preocupa-se em descrever o movimento que ocorre quando todas as partes do corpo movem-se através de um mesmo ângulo, sem ser sob um mesmo deslocamento linear.

Nesta pesquisa foram observados os deslocamentos angulares das articulações do tornozelo, joelho e quadril, por essa razão será abordado na revisão de literatura o comportamento destas articulações durante na marcha para frente e para trás no solo e no ambiente aquático.

a) Tornozelo

Durante o ciclo da marcha para frente no solo, o tornozelo se movimenta através de quatro arcos de movimento. Os primeiros três arcos de movimento acontecem no apoio (Flexão plantar, Dorsiflexão, Flexão plantar). Durante o balanço o tornozelo apenas dorsiflete. A amplitude total de movimento do tornozelo durante o ciclo da marcha tem em média 30° (PERRY, 2005).

O contato inicial acontece com o tornozelo neutro, que é seguido por uma flexão plantar durante a fase de resposta a carga em 10% do ciclo. Após inicia-se uma dorsiflexão plantar que continua no apoio médio até o apoio terminal alcançando um ângulo máximo de 10° a 48% do ciclo da marcha. Uma rápida flexão plantar do tornozelo acontece no duplo apoio terminal alcançando um ângulo máximo de 30°. O tornozelo é mantido neutro durante o balanço médio e é mantido durante o resto desta fase (PERRY, 2005). Na Tabela 3 observa-se em resumo o comportamento da articulação do tornozelo durante a marcha para frente no solo. Nas Figuras 7 e 8 pode-se observar a morfologia do deslocamento angular do tornozelo respectivamente na marcha para frente e para trás no solo.

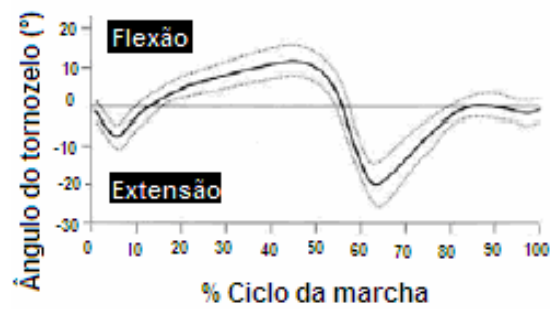


Figura 7: Deslocamento angular do tornozelo na marcha para frente no solo.
Fonte: Perry, 2005.

Tabela 3 - Movimento do Tornozelo no Plano Sagital.

Movimento do tornozelo – plano sagital	
Flexão plantar até 7°	(0% - 12% do CM*)
Dorsiflexão até 10°	(12% - 48% do CM) (com pé calçado é de 5°)
Flexão plantar de 20°	(48% - 62% do CM)
Dorsiflexão para neutro	(62% - 100% do CM)

Fonte: Perry (2005). * CM: Ciclo da Marcha

A curva do deslocamento do tornozelo na marcha para trás esta invertida no eixo horizontal. O ciclo iniciou na fase de balanço e finalizou com o apoio foi semelhante ao da marcha para frente.

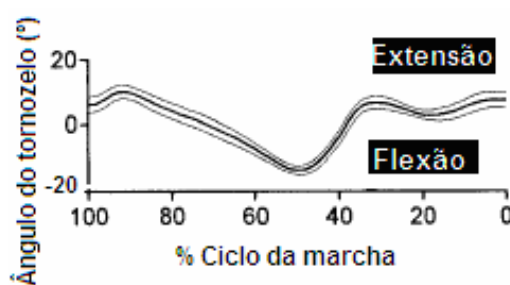


Figura 8: Deslocamento angular do tornozelo na marcha para trás no solo.

Fonte: Grasso et al., 1998.

b) Joelho

Na marcha para frente no solo o joelho passa por quatro arcos de movimento, com flexão e extensão ocorrendo de modo alternado. O movimento normal do joelho durante a marcha representa maiores e menores graus de flexão dentro da amplitude completa de 0° a 70°. No contato inicial, o joelho está fletido em torno de 5°. Após o início do apoio, o joelho

flete rapidamente durante a fase de resposta a carga, já com início do apoio simples, o joelho completa imediatamente sua flexão na fase de apoio (18°), esse é o momento que o joelho fletido esta sob o máximo suporte do peso. No restante do apoio médio, o joelho estende-se gradualmente, a flexão mínima na fase de apoio (3°) é alcançada na metade do apoio terminal (40% do ciclo da marcha) e persiste por um curto período de tempo antes que o joelho lentamente comece a fletir outra vez (PERRY, 2005).

A segunda onda de flexão do joelho começa no final do apoio terminal, aproximadamente 7° de flexão estão presentes no momento em que o apoio simples é finalizado pelo contato do outro pé com o solo. Com o início do segundo duplo apoio, o joelho flete rapidamente, uma posição de 40° é alcançada no final do pré-balanço (62% do ciclo da marcha). A posição final de 60° é o ângulo máximo de flexão do joelho que ocorre durante o ciclo de marcha. No balanço médio o joelho começa a estender tão rapidamente quando fletiu nas fases precedentes, metade da recuperação em direção da extensão máxima ocorre durante o balanço médio. A extensão do joelho continua no balanço terminal até a extensão completa ser atingida, o pico de extensão do joelho é alcançado um pouco antes do término da fase de balanço. A postura final do joelho no balanço terminal é em média de 5° de flexão (PERRY, 2005). Na Tabela 4 pode-se observar o comportamento do movimento do joelho durante o ciclo da marcha para frente em ambiente terrestre. Nas Figuras 9 e 10 observa-se a morfologia do deslocamento angular do joelho respectivamente na marcha para frente e para trás no solo.

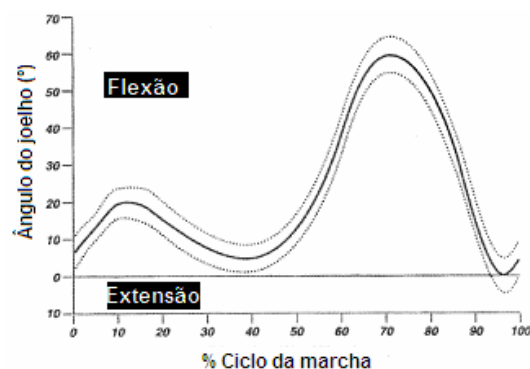


Figura 9: Deslocamento angular do joelho na marcha para frente no solo.

Fonte: Perry, 2005.

Tabela 4 - Valores de amplitude média, duração e seqüência do movimento do joelho durante ciclo da marcha.

Movimento do Joelho – Plano Sagital	
Movimento	Ciclo da Marcha
Flexão até 18°	0% - 15%
Extensão até 5°	15% - 40%
Flexão até 65°	40% - 70%
Extensão até 2°	70% - 97%

Fonte: Perry (2005).

A curva do deslocamento do joelho na marcha para trás esta invertida para facilitar a comparação com a marcha para frente. O ciclo iniciou com a fase de apoio e teve seu termino na fase de balanço. Foi semelhante a curva da marcha para frente, com ausência de flexão do joelho na fase de resposta á carga.

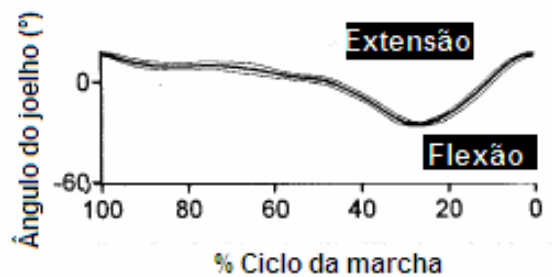


Figura 10: Deslocamento angular do joelho na marcha para trás no solo.

Fonte: Grasso *et al.*, 1998.

c) Quadril

O quadril desloca-se somente através de dois arcos de movimento durante uma passada normal na marcha para frente no solo, extensão durante o apoio e flexão no balanço. Um arco normal de movimento de quadril tem em média 40°. No contato inicial, a coxa está fletida 20°. Com o início do apoio médio, o quadril se estende progressivamente. Continuando na mesma velocidade no apoio terminal, a coxa alcança o alinhamento neutro aos 38% do ciclo da marcha. A coxa então assume uma postura alinhada posteriormente com um pico de extensão do quadril (10°) ou uma postura posterior de 20°, que ocorre quando o outro pé toca a superfície (50% do ciclo da marcha). Durante o pré-balanço o quadril inverte sua direção de movimento e começa a fletir. Uma posição neutra do quadril (0°) é alcançada no final do

período de apoio (60% do ciclo da marcha), enquanto a coxa ainda mostra alguns graus de extensão. O movimento em direção a flexão continua durante as duas primeiras fases do balanço. No balanço inicial, o quadril alcança uma grande porção de sua amplitude de flexão com a coxa em 15°. No balanço médio os 10° finais de flexão são alcançados. A posição final de 25° da coxa fletida é mantida dentro de uma variação de cinco graus durante o balanço terminal (PERRY, 2005). Na Tabela 5 pode-se observar o comportamento do movimento do quadril durante a marcha para frente no solo. Nas Figuras 11 e 12 observa-se o deslocamento angular do quadril respectivamente na marcha para frente e para trás no solo.

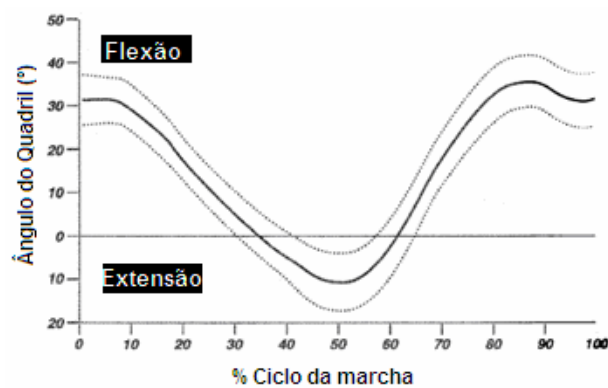


Figura 11: Deslocamento angular do quadril na marcha para frente no solo.

Fonte: Perry, 2005.

Tabela 5 - Valores de amplitude média, duração e seqüência do movimento do quadril durante ciclo da marcha.

Movimento do Quadril - Plano Sagital			
	Coxa	Quadril	Ciclo da Marcha
Flexão	20°	30°	0%
	25°	35°	85%
Extensão	20°	10°	50%

Fonte: Perry (2005).

A curva do deslocamento do quadril na marcha para trás esta invertida para comparação com a marcha para frente. Iniciou na fase de balanço e finalizou na fase de apoio.

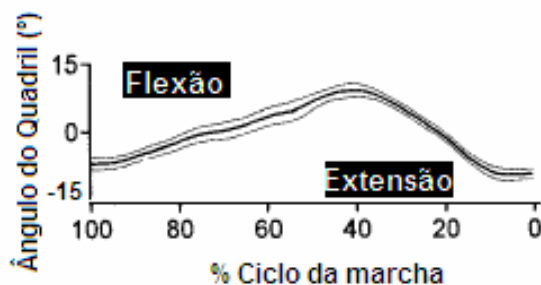


Figura 12: Deslocamento angular do quadril na marcha para trás no solo.

Fonte: Grasso *et al.*, 1998.

No ambiente aquático existem pesquisas relacionados ao deslocamento angular em diferentes níveis de imersão e em diferentes velocidades.

Para Yamamoto, Nakazawa e Yano (1995), o padrão de movimento das articulações do quadril, joelho e tornozelo, no período de apoio, de adultos andando em velocidades auto-selecionadas confortável ou rápida, foi diferente na água em relação à terra. As amplitudes totais de movimento durante a fase de apoio em ambiente terrestre parecem próximas dos valores encontrados em ambiente aquático nas velocidades lenta e normal. As diferenças constatadas foram observadas principalmente durante a fase de contato inicial.

Miyoshi *et al.* (2003), estudaram o deslocamento angular das três articulações do membro inferior de oito adultos jovens do sexo masculino no solo e na água durante a fase de apoio. Foi verificada maior flexão do quadril no ambiente aquático, no tornozelo o pico de dorsiflexão foi antecipado em 12% do ciclo no ambiente aquático e o joelho apresentou menor amplitude de movimento na fase medial e final do apoio no ambiente aquático, diferente do quadril e tornozelo.

Barela, Stolf e Duarte (2005), verificaram o deslocamento angular dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo no ambiente aquático, com o nível de imersão no processo xifóide. Na Figura 13 pode-se observar o deslocamento angular das três articulações citadas em ambiente terrestre e aquático. Foi observado que o tornozelo apresentou maior flexão plantar na fase de apoio e no final da fase de balanço que no ambiente terrestre. O joelho apresentou uma redução da flexão em $\pm 15\%$ do ciclo da marcha (fase de aceitação do peso), comparado com o solo o joelho encontrou-se mais estendido na ambiente aquático durante a fase de apoio. O Quadril foi a articulação que apresentou menores diferenças, no entanto foi observado um pico de flexão na fase de balanço no ambiente aquático.

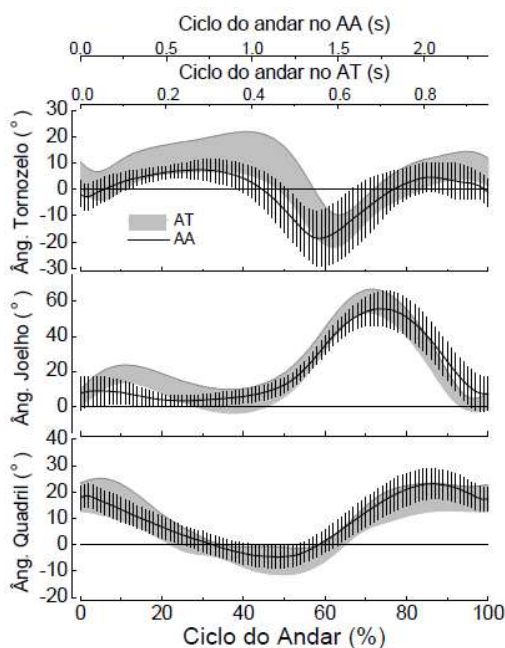


Figura 13 – Deslocamento angular das articulações do tornozelo, joelho e quadril no ambiente terrestre e aquático. Entendem-se os valores negativos como flexão e os positivos como extensão. AA: ambiente aquático e AT: ambiente terrestre.

Fonte: Barela, 2005.

O andar dentro da água, apesar de presente na maior parte dos protocolos de reabilitação/treinamento, ainda é pouco explorado na literatura em termos de variáveis biomecânicas quantitativas. Assim, levando a falta de parâmetros quantitativos para os Fisioterapeutas, Educadores Físicos e demais profissionais envolvidos no processo de reabilitação ou treinamento (HARRISON *et al*, 1992; YANO *et al*, 1995; YAMAMOTO *et al*, 1995).

Dessa forma a busca do entendimento do comportamento da marcha subaquática é de interesse de profissionais da saúde que utilizam deste meio, no entanto são encontrados poucos estudos sobre este tema. Estudos sobre marcha para trás no ambiente aquático são ainda menos encontrados, o que contradiz com a prática, pois o treino da marcha para trás é constantemente utilizados nos protocolos de fisioterapia/treinamento aquático.

2.5 COORDENAÇÃO INTRA-SEGMENTOS ENTRE A MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS NO AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO.

Neste item será apresentada a revisão de estudos que apresentam dados referentes a teoria do sistemas dinâmicos e a descrição da marcha para trás segundo essa teorias.

Segundo Clark, Trully e Phillips (1990), o sistema dinâmico é uma forma alternativa de explicar o sistema nervoso central e o corpo em movimento. Uma teoria de controle motor não deve somente explicar as bases neurais do movimento, mas ele deve, também, explicar como é que o sistema nervoso se interage com um corpo cujo movimento é governado pelas leis da física do universo. Para Shumway-Cook e Woollacott (2003), quando um sistema de partes individuais é reunido, os seus elementos se comportam coletivamente, de forma ordenada, não precisando de um centro “superior”, que forneça instruções para obtenção da ação coordenada. A teoria dos sistemas dinâmicos busca ordem e regulação a partir das restrições (ou parâmetros de controle) que cercam o ator e o ambiente (CLARK, TRULY E PHILLIPS, 1990).

Esta abordagem busca a maneira como as organizações dinâmicas podem ser afetadas pela presença da informação que demanda padrões de comportamentos específicos (MAUERBERG-deCASTRO, 2001). Na transformação de movimentos espontâneos para movimentos específicos, a tarefa pode ser entendida a partir da compreensão das fontes de restrição (ou parâmetros de controle) advindas do organismo, ambiente e tarefa (MAUERBERG-deCASTRO, 2001).

Para Mauerberg-deCastro (2001), na abordagem do sistema dinâmico a preocupação esta centrada na aplicação de ferramentas formais e analíticas da dinâmica não-linear a coordenação do movimento. A meta é construir modelos matemáticos do fenômeno da coordenação que captura estabilidade e perda de estabilidade. O comportamento não-linear pode ser entendido como aquele que se transforma em novo padrão quando um único padrão desse comportamento é gradualmente alterado e atinge um valor crítico. Por exemplo, à medida que um animal caminha cada vez mais rápido, existe um ponto em que a locomoção muda para galope (SHUMWAY-COOK E WOOLLACOTT, 2003).

Abordagens tradicionais mostraram ser inadequadas para explicar a variabilidade e emergência de novos comportamentos relacionadas com os elementos contribuintes vindos predominantemente da cognição, assim como da maturação neural (MAUERBERG-deCASTRO, 2001). Vários autores utilizam os princípios dos sistemas dinâmicos, buscando entender as origens e a geometria dos comportamentos padronizados e as razões para mudança destes padrões. Além disso, os princípios dinâmicos são apresentados com o propósito de aprofundar a discussão sobre o impacto das restrições sobre as situações comportamentais atípicas.

A utilização do sistema dinâmico como ferramenta para compreensão do controle e coordenação de um movimento baseia-se na estratégia sinérgica. A estratégia sinérgica

divide-se em etapas: **Primeiro** deve-se escolher uma variável coletiva, ou seja, uma descrição estável do movimento deve ser realizada. **Segundo**, a variável coletiva é mapeada em um atrator ou estado atrativo (CLARK, TRULY E PHILLIPS, 1990). O estado atrativo que pode ser considerado um padrão preferido para o movimento, utilizada para executar atividades comuns na vida diária. Todos os animais, por exemplo, caminham em um ritmo preferido, que representa o estado atrativo para velocidade (SHUMWAY-COOK E WOOLLACOTT, 2003). **Terceiro**, um parâmetro ou parâmetros de controle são identificados (CLARK, TRULY E PHILLIPS, 1990). Segundo Shumway-Cook e Woollacott (2003), um novo movimento surge por causa de uma alteração crítica dos sistemas, denominada parâmetro de controle. Trata-se de uma variável que regula as alterações no comportamento de todo o sistema, no exemplo citado acima se mudarmos a velocidade o animal começa a trotar, neste caso o parâmetro de controle é a velocidade. **Quarto**, a estabilidade e a instabilidade são estudadas para revelar as alterações da variável coletiva (CLARK, TRULY E PHILLIPS, 1990).

Para Clark, Truly e Phillips (1990), na marcha existem níveis de análise nos quais se poderá pesquisar uma variável coletiva, estes autores escolheram dois níveis, um intersegmento e outro intrasegmento. Segundo Texeira (2006), no que diz respeito a coordenação intramembro e intersegmento corporal, estes parâmetros correspondem a dois modos elementares de coordenação, em que determinadas partes do corpo são movidas de forma simétrica, com momentos de reversão coincidentes. Nesses dois modos de coordenação temos sempre os principais eventos ocorrendo ao mesmo tempo, o que simplifica a sua organização temporal. Contudo, inúmeras habilidades motoras complexas requerem que os padrões de coordenação sejam diferentes daqueles intrínsecamente mais estáveis, situação que impõe a criação de modos de coordenação distintos daqueles naturalmente mais confortáveis.

Um dos aspectos mais importantes para os estudiosos de comportamento motor é examinar como os segmentos corporais se relacionam durante a realização de uma tarefa motora, em outras palavras, a coordenação motora. Dessa forma as variáveis do ângulo segmentar da coxa e da perna, por exemplo, poderão ser combinadas com intuito de se obter uma descrição qualitativa, topológica e dinâmica do movimento ao longo do tempo propiciando meios para que a coordenação entre as partes seja examinada (Barela *et al*, 2000).

Uma primeira opção de descrição topológica do movimento é o retrato de fase. No retrato ou diagrama de fase a posição do segmento é plotada no eixo X (abscissa) e sua velocidade no eixo Y (ordenada), onde qualquer ponto na plotagem representa aquele

segmento naquele instante. Na Figura 14 está apresentado o diagrama ou retrato de fase do joelho respectivamente na marcha para frente e pra trás em ambiente terrestre.

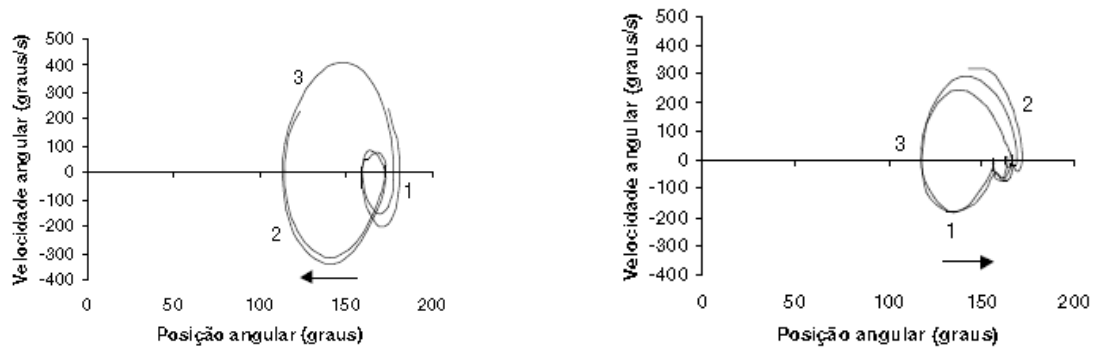


Figura 14 - Exemplo do diagrama ou retrato de fase do joelho na marcha para frente (esquerda) e na marcha para trás (direita).

Fonte: Moraes e Mauerberg-deCastro (2001).

Afim de se verificar qual as diferença entre o retrato ou diagrama de fase entre os segmentos escolhidos (por exemplo, perna e coxa), seria necessário a formação do ângulo de fase. O ângulo de fase se refere, onde um segmento (ex. perna) está na sua movimentação em relação à movimentação do outro segmento (ex. coxa) (CLARK, TRULY E PHILLIPS, 1990). Observa-se na Figura 15 o ângulo de fase da marcha para frente e para trás no solo.

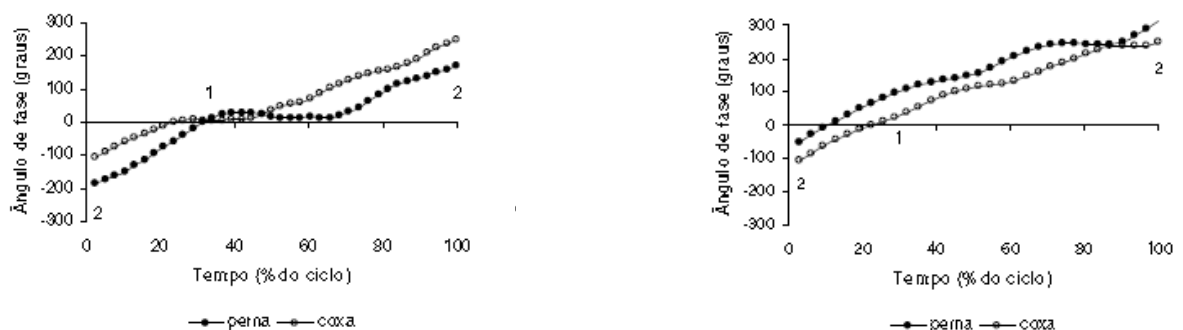


Figura 15 - Exemplo de ângulo de fase da marcha para frente (à esquerda) e da marcha para trás (à direita).

Fonte: Moraes e Mauerberg-deCastro (2001).

Clark, Truly e Phillips (1990) na coordenação intersegmentar, escolheram como variável coletiva para análise da locomoção a relação de fase entre os dois segmentos. A

relação de fase ou fase relativa inclui as posições relativas e velocidades de dois segmentos e assim, indica quanto um segmento está se movendo na sua trajetória de fase (posição e velocidade) mais rápido ou mais lento do que o outro segmento (Barela, *et al*, 2000). Na Figura 16 pode-se observar um exemplo da fase relativa da marcha para frente em ambiente terrestre. KELSO *et al.* (1986) *apud* Barela (2000) sugeriram que a relação entre dois retratos de fase (que fornecem dados a respeito da posição e velocidade angular dos segmentos) pode fornecer informação sobre a coordenação entre os segmentos. Para Barela *et al* (2000) embora retratos de fase fornecem informação importante sobre o comportamento de segmentos, eles não fornecem qualquer informação sobre o relacionamento entre segmentos. Então, se o objetivo for investigar questões relacionadas à coordenação entre dois segmentos corporais de um mesmo membro (coordenação intra-membro), uma outra análise deve ser utilizada, como a fase relativa.

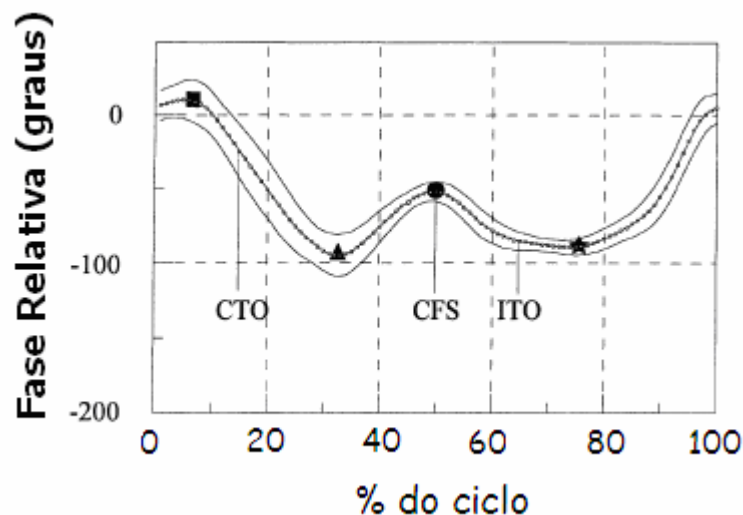


Figura 16 - Exemplo da fase relativa. Legenda: ITO (retirada dos dedos do pé ipsilateral) (■) Representa a primeira reversão da fase relativa ocorre muito perto do início do ciclo, antes do IFS (Contato do pé ipsilateral). (▲) A segunda reversão ocorre no meio do apoio simples ipsilateral entre o CTO (retirada dos dedos do pé contralateral) e o CFS (Contato do pé contralateral). Neste momento a coxa atinge sua máxima liderança sobre a perna e na inversão ela começa a perdê-la. (●) Representa a terceira reversão, quando o ângulo da coxa começa a recuperar sua liderança sobre a perna. (★) Representa a última reversão, perto do início do balanço ipsilateral, onde a perna começa a ganhar do segmento da coxa com os dois segmentos avançando a IFS (retirada da perna ipsilateral).

Fonte: Barela, *et al.* (2000).

Observando os autores acima, pode-se considerar a teoria dos sistemas dinâmicos como sendo uma das alternativas para se compreender a evolução coordenativa em que os indivíduos se encontram, pois através dela é possível analisar o padrão de coordenação da marcha e compreender os “status” funcional dos indivíduos. Assim a marcha para trás, como

restrição de tarefa da marcha para frente, faz com que os indivíduos elaborem um novo padrão de movimento ao caminharem. Outra restrição que foi incorporada nesse contexto foi a de ambiente, no caso a água também evoca outro padrão de movimento. Dessa forma, através deste estudo busca-se verificar a morfologia e características do movimento da marcha sob essas diferentes condições.

III - MÉTODO

Neste capítulo, estão apresentados os procedimentos utilizados para realização do estudo, classificados em: caracterização de pesquisa, sujeitos da pesquisa, instrumentos de medida, variáveis de controle, procedimento para coleta de dados, análise dos dados e tratamento estatístico.

3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA

Esta pesquisa é caracterizada como de campo do tipo descritiva de cunho exploratório, pois “seu valor está baseado na premissa de que os problemas podem ser resolvidos e as práticas melhoradas por meio da observação, análise e descrição objetivas e completas” (THOMAS; NELSON, 2002).

3.2 SUJEITOS DA PESQUISA

Participaram da pesquisa 22 adultos (11 homens e 11 mulheres), com idades entre 20 e 30 anos, acadêmicos dos cursos de Graduação e Pós-Graduação do CEFID/UDESC. Os sujeitos foram selecionados intencionalmente.

Primeiramente os sujeitos foram entrevistados pelo pesquisador e responderam a um questionário (APÊNDICE I) que continha questões sobre informações pessoais, nível de atividade física, histórico de comprometimentos músculo-esqueléticos e sobre a prática de atividades no ambiente aquático.

Os critérios de inclusão dos participantes foram: não relatar qualquer queixa de comprometimento músculo-esquelético, que foi verificado através de um questionário, ter idade entre 20 a 30 anos, conseguir realizar a marcha para frente e para trás no solo e na água

e estar adaptado ao meio líquido. Por adaptado ao meio líquido entende-se que o sujeito estava familiarizado com o ambiente aquático, sabendo controlar seu corpo dentro da água e não tendo medo de mergulhar (NAVARRO, 1995; SANTOS, 1996; VELASCO, 1994).

A marcha dos sujeitos também foi avaliada através de observação direta, sendo que estes foram solicitados a caminhar em um corredor de 10m e para participar do estudo, não deveriam apresentar desequilíbrios e/ou dor nos membros inferiores durante o percurso.

A realização deste estudo foi previamente aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos da Universidade do Estado de Santa Catarina (protocolo nº 159/2008, (ANEXO I).

Na Tabela 6 estão apresentadas as características antropométricas dos participantes do estudo.

Tabela 6 – Características antropométricas e demográficas dos participantes

	n	Idade	Estatura (m)	Altura do Px (m)	Massa (kg)	Densidade (g/ml)	%GC
TODOS	22	24.6± 2.6	1.71±7.9	1.20±6.2	66.8±11.2	1.06 ±0.02	17.1 ± 6.3
HOMENS	11	24.8±2.6	1.77±5.2	1.25±4.1	76.7±5.5	1.07 ± 0.01	12.1 ± 4.3
MULHERES	11	24.4±2.8	1.65±4.7	1.15±3.9	56.9±4.4	1.05 ± 0.01	22.1 ± 3.4

*n: número de sujeitos; m: metros; kg: kilograma; g/ml: grama/mililitros; GC: gordura corporal.

A densidade e o percentual de gordura corporal dos sujeitos foram verificados, uma vez que são características que influenciam a capacidade de flutuação e, por conseqüência, as forças de reação do solo e as variáveis angulares quando os indivíduos estão imersos na água. Nesse estudo foram incluídos os sujeitos cujo percentual de gordura encontra-se na faixa de variação considerada normal (12 a 16% para os homens e 20 a 25% para as mulheres) (POLLOCK; WILMORE, 1993). Através do teste de Levene constatou-se a homogeneidade entre homens e mulheres. Para obtenção da densidade corporal e do percentual de gordura corporal dos homens foi utilizada a equação geral de regressão proposta por Pollock e Jackson (1978), que considera a soma das dobras cutâneas do tórax, abdômen e coxa. Para as mulheres, foi utilizada a equação geral de regressão proposta por Pollock, Jackson e Ward (1980), que considera a soma das dobras cutâneas da coxa, tricipital e supra-ilíaca.

3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA:

Para realização desse estudo foram utilizados os seguintes instrumentos de medida:

Plataforma de Força

Foi utilizada uma plataforma de força subaquática construída com base no estudo de Roesler (1997). Esta plataforma foi confeccionada com extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) a prova d'água e possui dimensões de 0,4 m de largura, 0,4 m de comprimento e 0,1 m de altura, carga máxima de 4000 N e sensibilidade de 2 N, frequência natural de 300 Hz e erro menor que 1% (Figura 17).



Figura 17 - Plataforma de força subaquática.

Sistema de aquisição e processamento de dados

As plataformas de força foram conectadas ao sistema de aquisição, condicionamento, transformação e processamento de sinais ADS2000-IP (AC2122, Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA) composto por (a) uma placa condicionadora de 16 canais multiplexados, para ponte de Wheatstone; (b) um conversor analógico-digital de 16 bits e limite máximo de 60 kHz; (c) *software* AqDados 7.02; e (d) um microcomputador portátil. Utilizou-se uma taxa de aquisição de 1200 Hz, ganho de 2000 e filtro de *hardware* de 1200 Hz (Figura 18).



Figura 18 – Sistema de aquisição ADS2000-IP conectado ao laptop.

Câmera filmadora

O procedimento da caminhada em ambas as direções e ambientes foi registrado com uma câmera filmadora digital da marca Sanyo Xacti VPC-CA65, com frequência de aquisição de 60 Hz (Figura 19). A câmera filmadora foi posicionada sobre um tripé e no ambiente aquático fixado com ventosas no piso da piscina.



Figura 19 – Foto da câmera filmadora utilizada no estudo.

Sensores de velocidade:

Foi utilizado para medição e controle da velocidade da marcha um sistema formado por um cronômetro adaptado para disparar e travar a partir de fotocélulas.

Balança digital, estadiômetro, fita métrica e adipômetro científico

Para a obtenção das medidas antropométricas dos sujeitos (massa, estatura, altura do solo até o processo xifóide, comprimento dos membros inferiores e dobras cutâneas) foram utilizados: (a) uma balança digital com resolução de 0,1 kg (modelo MEA-08128, da Plenna); (b) um estadiômetro com resolução de 0,01 m (modelo profissional, da Sanny); (c) uma fita métrica com resolução de 0,01 m; e (d) um adipômetro científico com resolução de 0,1 mm (CESCORF).

3.4 DEFINIÇÕES CONCEITUAL E OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS:

3.4.1 Dinamometria da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático

Operacionalmente os valores das variáveis relacionadas à força foram obtidos através do registro sobre as plataformas de força através do sistema de aquisição de sinais ADS2000 - IP. As plataformas emitiram um sinal elétrico proporcional à força aplicada sobre elas, sendo normalizados pelo peso corporal do sujeito que expressa em número de vezes o peso corporal do sujeito ou PC, que é adimensional, pois vem da divisão entre o valor da força estudada em Newtons pelo peso do sujeito também em Newtons ($N/N = 1$). Posteriormente os dados foram exportados para o software Scilab (INRIA) onde foram criadas as rotinas de programação para tratamento dos dados. A figura 20 exemplifica a morfologia das curvas de força de reação do solo da marcha para frente e para trás.

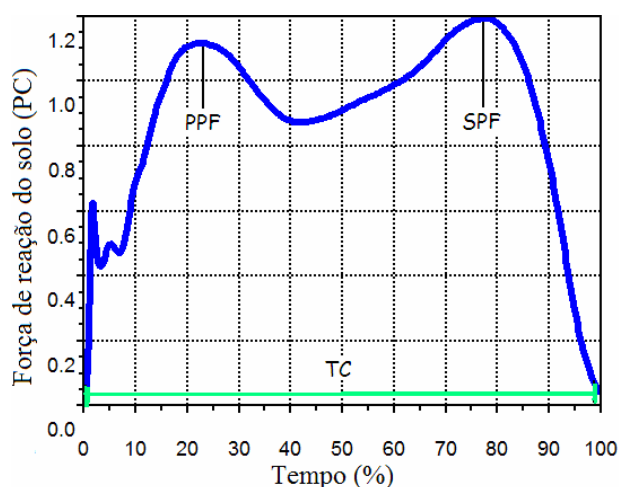


Figura 20 - Exemplo da curva de força vertical da marcha para frente no ambiente terrestre. PPF: Primeiro Pico de força, SPF: Segundo Pico de força e TC: Tempo de Contato.

Fonte: Laboratório de Biomecânica Aquática (2007).

a) **Tempo de contato (TC):** Corresponde ao tempo em que o pé está em contato com a plataforma. Operacionalmente é obtido pela subtração do tempo final pelo inicial do contato do pé no solo (Figura 20).

b) **Primeiro pico de força (PPF) da componente vertical:** É definida conceitualmente como a força correspondente à fase de recepção do pé no solo. Operacionalmente é o valor máximo encontrado durante a primeira metade do tempo de contato na componente vertical (F_y) da curva de FRS (NIGG e HERZOG, 1994) (Figura 20).

c) **Segundo pico de força (SPF) da componente vertical:** É definida conceitualmente como a força de retirada do pé, tem ação muscular para propulsão do corpo (NIGG e HERZOG, 1994). É o valor máximo encontrado durante a segunda metade do tempo de contato na F_y da curva de FRS (Figura 20).

3.4.2 Cinemática da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático

Operacionalmente os ângulos articulares do quadril (formado pelo ângulo interno entre tronco e coxa), joelho (ângulo interno formado entre a perna e coxa) e tornozelo (ângulo interno formado entre perna e pé) foram obtidos através da digitalização dos pontos anatômicos utilizando o software APAS e foram medidos em graus. Para análise dos dados foram obtidos os ângulos complementares do quadril e joelho através da subtração de 180° pelo valor angular obtido no processo de digitalização dos pontos. A posição neutra para a articulação do tornozelo foi representada pelo ângulo de 90° e para a articulação do joelho e quadril pelo ângulo de 0° . Na Figura 21 pode ser visualizado os ângulos obtidos no processo de digitalização dos pontos sem as transformações para ângulos complementares do joelho e quadril.

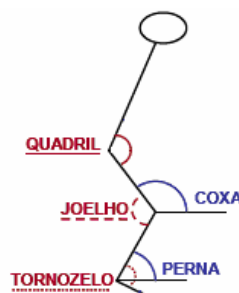


Figura 21 - Representação dos ângulos que foram obtidos pelo APAS. Fonte: Barela, (2005).

Para analisar o deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo foram selecionadas as variáveis representadas na Figura 22. Na análise dos dados foram utilizados os ângulos complementares do joelho e quadril, para analisar o tornozelo não foram utilizados ângulos complementares.

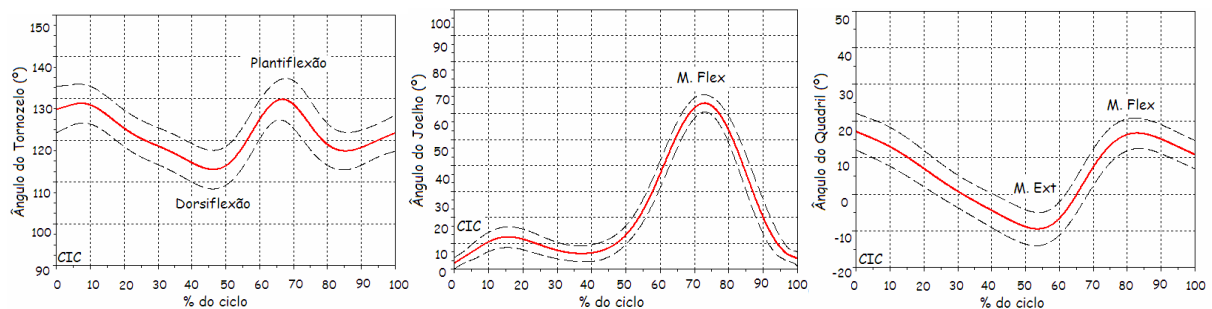


Figura 22 - Curvas do deslocamento angular do tornozelo (acima), complementar do joelho (à esquerda) e complementar do quadril (à direita) na marcha para frente no solo.

a) **Contato inicial calcanhar(CIC) e Retirada do pé (RP)**: posição angular das articulações no instante do toque do calcanhar na marcha para frente que corresponde a posição angular das articulações no instante da retirada do pé na marcha para trás.

c) **Máxima Flexão (M. Flex)**: máximo valor encontrado na curva de deslocamento angular.

d) **Máxima Extensão (M. Ext)**: mínimo valor encontrado na curva de deslocamento angular.

e) **Amplitude de movimento (ADM)**: Diferença entre o maior e menor valor encontrado nas curvas de deslocamento angular.

f) **Plantiflexão**: ângulo do tornozelo no momento em que ocorre plantiflexão na curva de deslocamento angular do tornozelo.

g) **Dorsiflexão**: ângulo do tornozelo no momento em que ocorre dorsiflexão na curva de deslocamento angular do tornozelo.

h) **Velocidade**: Operacionalmente a velocidade foi obtida através de um sistema formado por fotocélulas e um cronômetro. No instante em que o feche do laser foi encoberto por uma parte do corpo do indivíduo o cronômetro disparou. Após o sujeito percorrer uma distância conhecida e novamente encobrir o feche de laser o cronômetro travou. Então a velocidade média de deslocamento foi calculada a partir da divisão da distância conhecida pelo tempo gasto para percorrê-la.

3.4.3 Coordenação da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático

Para analisar a coordenação intra-segmentos foi analisada a fase relativa. Operacionalmente para confecção da **fase relativa** primeiramente é preciso obter o diagrama de fase e o ângulo de fase. A subtração do ângulo de fase da perna pelo ângulo de fase da coxa gera a fase relativa perna-coxa.

A seguir, para melhor entendimento, serão apresentados os passos e as fórmulas que foram inseridas em uma rotina de programação, cedida pelo Professor Dr. J. A. BARELA, para obtenção da fase relativa.

1º Passo - Diagrama de fase: Conceitualmente o diagrama de fase é uma representação geométrica dos parâmetros cinemáticos posição e velocidade angular que podem ser plotadas simultaneamente em coordenadas cartesianas. (Moraes, 2001). Foram plotados os ângulos segmentares e as velocidades segmentares da perna e da coxa. Na figura 21 podem ser visualizados a formação dos ângulos segmentares da perna e da coxa e na Figura 23 observa-se o diagrama de fase da perna.

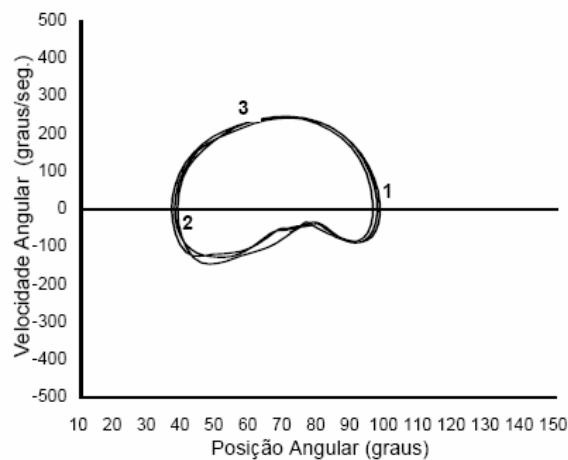


Figura 23 - Exemplo de diagrama ou retrato de fase da perna do andar para frente no solo. Legenda: Os números 1, 2 e 3 representam respectivamente as fases de contato do calcanhar no chão, perda de contato dos dedos do pé com o chão e meio da oscilação para o andar para frente.

Fonte: Moraes, (1999).

2º Passo - Ângulo de fase (AF): Conceitualmente o ângulo de fase corresponde ao ângulo formado pela posição relativa dos valores referentes à posição e velocidade com que o segmento apresentou em um dado momento. Operacionalmente foram obtidos através da

normalização da posição e velocidade angular do diagrama de fase (FÓRMULAS CEDIDAS PELO PROF.DR. J. A. BARELA).

Para normalização cada valor (posição e velocidade angular) utilizado no diagrama de fase necessita ser transformado em coordenadas polares. Para isto, é necessário fazer a transformação dos valores absolutos para valores normalizados, que variam entre +1 e -1 através do cálculo:

Equação 1

$$PA_{\text{normalizada}} = \frac{\{(PA - PA_{\text{mínimo}}) - [(PA_{\text{máximo}} - PA_{\text{mínimo}})/2]\}}{[(PA_{\text{máximo}} - PA_{\text{mínimo}})/2]}$$

onde: PA = valor da posição angular a ser normalizado;

$PA_{\text{máximo}}$ = valor máximo da posição angular no ciclo da passada analisado;

$PA_{\text{mínimo}}$ = valor mínimo da posição angular no ciclo da passada analisado.

$$VA_{\text{normalizada}} = \frac{VA}{|VA_{\text{máximo}}|} \quad \text{Equação 2}$$

onde: VA = valor da velocidade angular a ser normalizado;

$|VA_{\text{máximo}}|$ = valor máximo absoluto da velocidade angular no ciclo da passada analisado.

Caso o valor máximo absoluto corresponda a um valor positivo, este valor é transformado em +1. Caso o valor máximo absoluto corresponda a um valor negativo, este valor será transformado em -1. Em ambos os casos, os demais valores serão transformados proporcionalmente a +1 ou -1. O procedimento para normalização adotado, neste caso, procura manter a posição relativa dos valores da velocidade angular com relação à posição da velocidade angular igual à zero. Na Figura 24 pode ser observado o diagrama de fase normalizado.

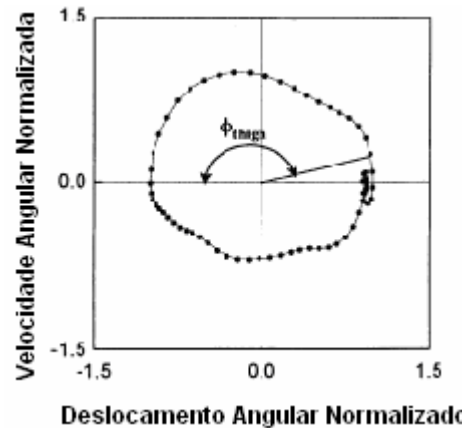


Figura 24: Exemplo do diagrama de fase normalizado para obtenção do ângulo de fase.

Fonte: Barela et al (2000).

A partir do diagrama de fase normalizado o comportamento de um segmento pode ser matematicamente quantificado através do cálculo do ângulo de fase correspondente a cada ponto no diagrama de fase:

Equação 3

$$AF = (\phi) = 180 - [57.295 * [\tan^{-1}(PA_{normalizada} / VA_{normalizada})]]$$

onde: $AF = (\phi)$ = valor do ângulo de fase para os respectivos valores da posição e da velocidade angular normalizados;

$PA_{normalizada}$ = valor da posição angular normalizada;

$VA_{normalizada}$ = valor da velocidade angular normalizada.

Os valores 180 e 57.295 são utilizados para corrigir o cálculo para o quadrante desejado como ponto de origem e para transformar os valores em graus, respectivamente (FÓRMULAS CEDIDAS PELO PROF. DR. J. A. BARELA). Na Figura 25 pode-se observar o ângulo de fase da marcha para frente no solo.

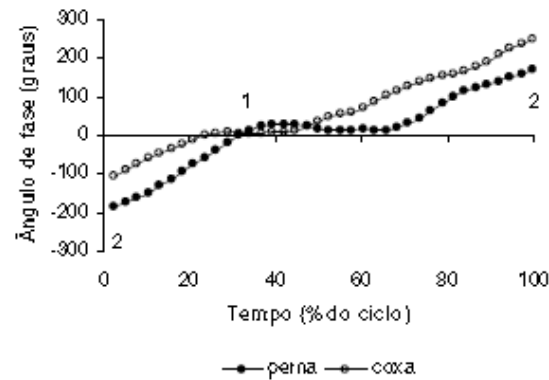


Figura 25: Exemplo do ângulo de fase da marcha para frente no solo.

Fonte: Moraes e Mauerberg-deCastro (2001).

3º Passo - Fase relativa: Conceitualmente inclui as posições relativas e velocidades de dois segmentos e assim, indica quanto um segmento está se movendo na sua trajetória de fase (posição e velocidade) mais rápido ou mais lento do que o outro segmento (Barela, *et al*, 2000). Operacionalmente é obtido pela subtração dos valores do ângulo de fase da perna dos valores dos ângulos de fase da coxa.

Equação 4

$$\phi_{\text{fase relativa}} = \phi_{\text{perna}} - \phi_{\text{coxa}}$$

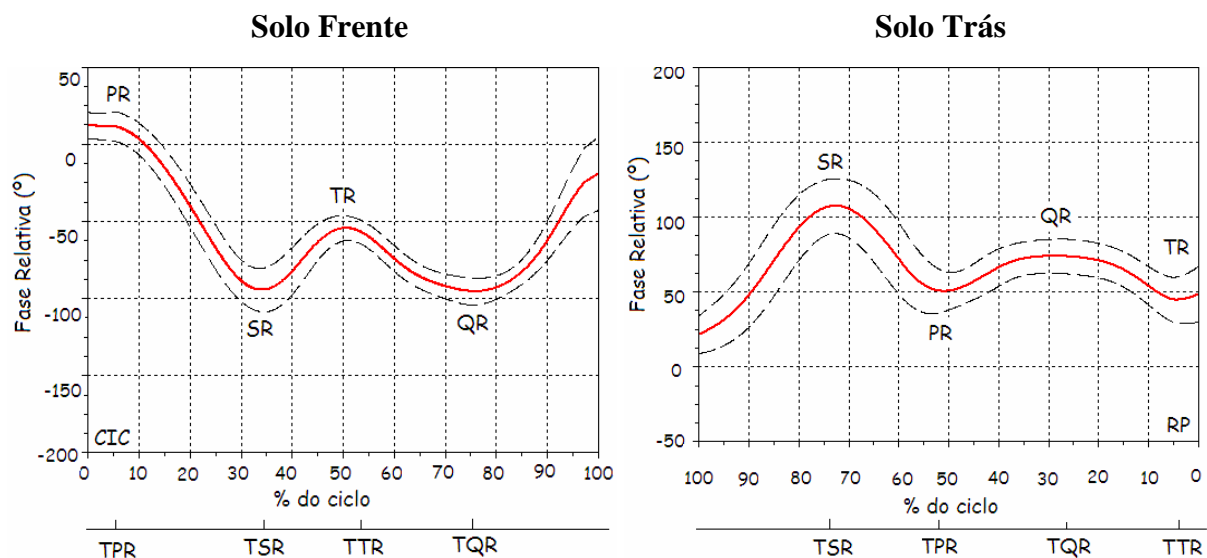


Figura 26 - Fase relativa da marcha para frente (à esquerda) e para trás (à direita) de adultos no solo. Fonte: Laboratório de pesquisas em Biomecânica aquática. Legenda: contato inicial do calcanhar (CIC); retirada do pé atrás (RP); Primeira reversão (PR), Segunda reversão (SR), Terceira reversão (TR) e Quarta reversão (QR); Tempo da primeira reversão (TPR); Tempo da segunda reversão (TSR); Tempo da terceira reversão (TTR) e Tempo da quarta reversão (TQR).

Para analisar a curva da fase relativa, foram selecionadas algumas variáveis de interesse. As variáveis selecionadas foram os valores e tempo em que ocorrerão as 4 reversões que podem ser observadas na Figura 26.

a) **Primeira reversão (PR)**: corresponde a mudança de relação onde a coxa exerce liderança sobre a perna.

b) **Segunda reversão (SR)**: corresponde a mudança de relação onde a perna retorna sua liderança sobre a coxa.

c) **Terceira reversão (TR)**: a relação entre a perna e a coxa muda novamente, onde a coxa lidera mais uma vez.

d) **Quarta reversão (QR)**: corresponde a última reversão do ciclo da marcha, onde a perna volta a liderar.

e) **Tempo Primeira reversão (TPR)**: tempo em que ocorreu a primeira reversão na marcha para frente e para trás.

f) **Tempo Segunda reversão (TSR)**: tempo em que ocorreu a segunda reversão na marcha para frente e para trás.

g) **Tempo Terceira reversão (TTR)**: tempo em que ocorreu a terceira reversão na marcha para frente e para trás.

h) **Tempo Quarta reversão (TQR)**: tempo em que aconteceu a quarta reversão na marcha para frente e para trás.

3.5 CONTROLE DE VARIÁVEIS

Com a finalidade de assegurar a qualidade dos dados, foram controladas as seguintes variáveis:

a) *Adaptação e familiarização ao procedimento de coleta*: Pelo fato de nem todos os sujeitos analisados estarem habituados a praticar a caminhada para trás dentro da água e sobre uma passarela, foi concedido um tempo individual e suficiente de adaptação do sujeito ao instrumento. Foi observado como indicadores de adaptação, se o sujeito caminhou sem desequilibrar-se, livre de auxílio e apoios dentro e fora da água.

b) *Vestimenta*: Os sujeitos durante os testes utilizaram roupa de banho (maiô ou sunga), permitindo amplitude de movimento e a visualização dos pontos anatômicos.

c) *Nível de imersão*: O nível de imersão foi na altura do processo xifóide de cada sujeito.

d) *Calibração*: Os instrumentos foram calibrados no Laboratório de Pesquisas em Biomecânica aquática através de pesos conhecidos e no caso da cinemetria com um calibrador de distâncias conhecidas.

e) *Temperatura da água*: a temperatura da piscina foi controlada e permaneceu em $30\pm 1^\circ$ C durante a coleta.

f) *Homogeneidade da amostra*: um educador físico com experiência em antropometria realizou a medição das dobras cutâneas de todos os participantes para obtenção da densidade e % de gordura corporal. Através do teste de Levene foi verificada a homogeneidade destas medidas entre homens e mulheres.

g) *Transparência da água*: foi solicitada, antes das coletas, a limpeza da piscina para assegurar a nitidez da água durante a coleta.

3.6 COLETA DE DADOS

1. Preparação dos sujeitos:

Os sujeitos do estudo receberam explicações dos procedimentos da coleta de dados e receberam o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Após concordarem em participar do estudo foi agendada a data de realização da coleta de dados.

Antes do início dos testes, as tarefas foram explicadas aos participantes e foi preenchida a ficha de identificação, que colheu informações pessoais e dados sobre histórico de lesões músculo esquelética, nível de atividade física e adaptação ao meio líquido. Logo após foram realizadas as medidas antropométricas que encontram-se no APÊNDICE I. Em seguida os participantes foram marcados nos pontos articulares de interesse para o estudo: cabeça do quinto metatarso, maléolo lateral, epicôndilo femoral, trocânter maior do fêmur e na última costela - 5 cm abaixo da projeção lateral do processo xifóide (Barela *et al.* 2005). Para marcação dos pontos anatômicos, a pele dos sujeitos foi preparada através de: (1) tricotomia, (2) esfoliação e (3) limpeza com álcool. No solo, através de fita isolante foi colada nos participantes uma tira de couro preta de formato arredondado (5 cm de diâmetro), onde estava fixada uma bola de isopor de 2,5cm de diâmetro revestida de material reflexivo. Para a coleta no ambiente aquático foram confeccionadas bolas de isopor de 2,5cm de diâmetro revestidas de fita isolante preta que foram fixadas na pele através de adesivo a prova d'água da marca Farmafix.

2. Aquisição dos dados:

A coleta de dados foi realizada em dias diferentes no ambiente terrestre e aquático. O procedimento foi o mesmo nos dois ambientes. Antes de efetuar as coletas os participantes se familiarizaram com os instrumentos de medida e ambiente de coleta. O tempo de familiarização de cada sujeito foi livre, porém estes foram considerados adaptados quando não se desequilibravam ao caminhar, apresentavam velocidade constante de marcha e pisavam de forma correta na plataforma. Estando familiarizados, cada participante caminhou sobre uma passarela de madeira com 7,5 m de comprimento que continha no centro a plataforma força que estava fixada em um suporte de madeira para ficar com a mesma altura da passarela. Os indivíduos realizaram 10 passagens válidas em velocidade auto-selecionada. Foram consideradas válidas as tentativas em que os sujeitos tocassem a plataforma de força somente com um dos pés. A caminhada foi registrada através da câmera filmadora digital à prova d'água, posicionada sobre um tripé. Foi utilizada a mesma filmadora nos dois ambientes. A filmadora estava posicionada perpendicularmente ao evento a uma distância de 3,40 metros. Na Figura 27 pode-se observar o esquema da coleta de dados no ambiente aquático e na Figura 28 uma foto da passarela com a plataforma no centro.

Como a maioria dos pacientes ou alunos realiza os exercícios com o nível de imersão na altura do processo xifóide, optou-se nesta pesquisa analisar este nível de imersão no ambiente aquático. Na Tabela 7 esta apresentada o esquema das quatro situações de coleta de dados.

Tabela 7 - Esquema das 4 situações coletadas do estudo.

Situação 1 – Marcha para frente no solo (MFS)	Situação 2 – Marcha para trás no solo (MTS)
Situação 3 - Marcha para frente na água (MFA)	Situação 4 - Marcha para trás na água (MTA)

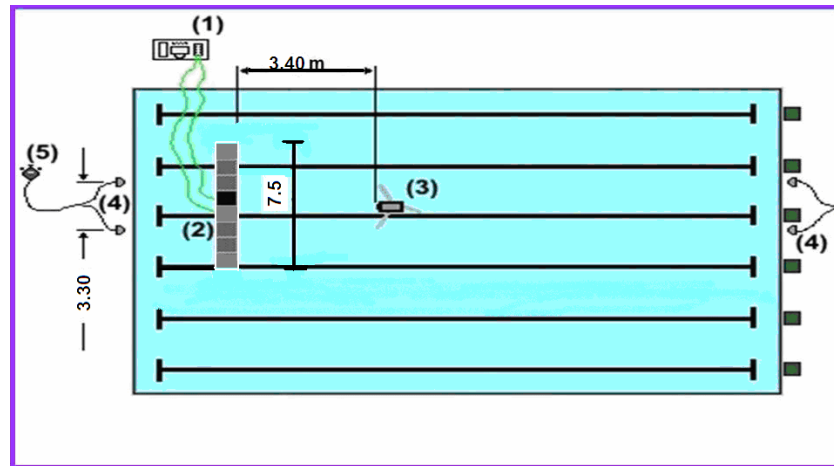


Figura 27 - Esquema da coleta de dados no ambiente aquático. Legenda: (1) Sistema de aquisição (2) Passarela (3) Câmera (4) Fotocélulas (5) Cronômetro.

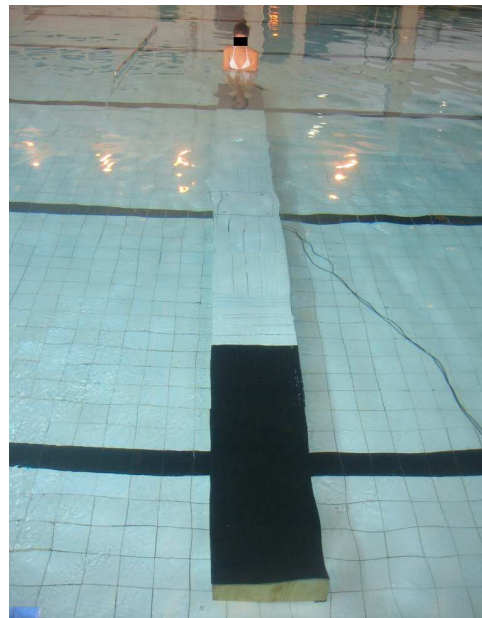


Figura 28: Passarela com a plataforma de força no centro.

3. Tratamento dos dados:

a) Dinamometria

Após a aquisição dos dados dinamométricos, esses foram exportados para serem tratados no software Scilab (INRIA). Neste software, foram criadas as rotinas de programação para a análise dos dados a partir da seqüência:

I – Primeira rotina: (1) correção do zero (*offset*), (2) aplicação do coeficiente de calibração, (3) filtragem (filtro passa baixa tipo *Butterworth* na frequência de corte 20 Hz e ordem 3); (4) detecção do início e fim do contato a partir do primeiro ponto no sinal maior

que a média mais três desvios padrões do sinal no zero (início da curva), (5) recorte das curvas durante o contato, (6) interpolação da curva recortada para igualar o número de pontos do sinal e (7) exportação das curvas;

II – Segunda rotina: (1) normalização pelo peso corporal, (2) aquisição das variáveis a serem analisadas em cada passagem do sujeito; (3) exportação dos valores adquiridos de cada passagem do sujeito; (4) normalização da curva pela porcentagem de apoio, (5) cálculo das curvas médias FRS, (6) exportação dos valores adquiridos para as variáveis a serem analisadas e das curvas médias.

Após os dados foram tabelados e analisados através do Microsoft Excel e no SPSS versão 13.0.

b) Cinemetria

Para edição dos vídeos foi utilizado o software WinProducer da InterVideo ® 3 DVD versão 3.1. Foi recortado do vídeo uma passada. Na marcha para frente foi considerado como início da passada o instante do contato do calcanhar da perna direita na plataforma e o fim, quando o mesmo pé toca o solo novamente. Na marcha para trás o início foi dado pelo retirada do pé (que pode ser o calcanhar ou antepé) da plataforma e o fim, quando o mesmo pé é retirado novamente do solo. Na Figura 29, pode-se visualizar o início do recorte da marcha para frente e para trás.

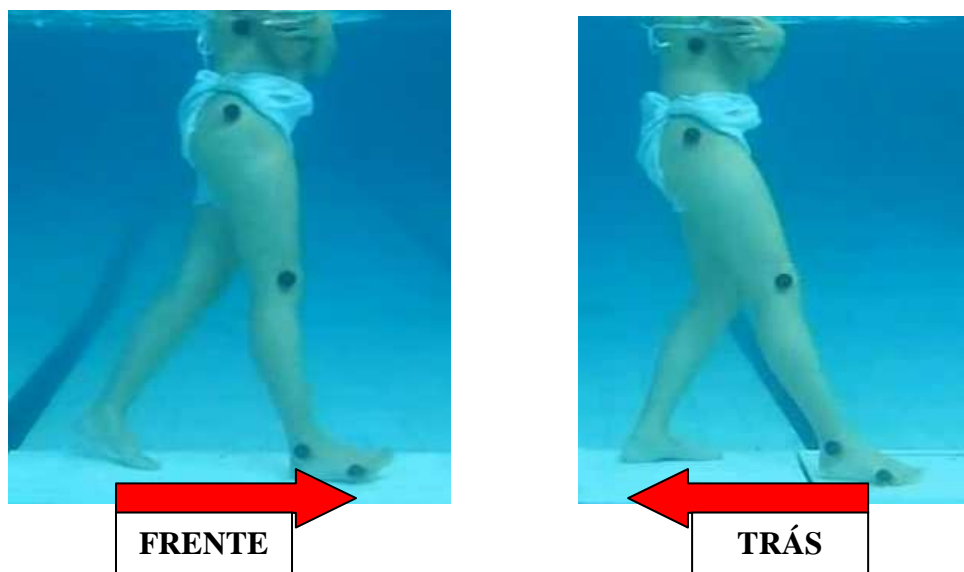


Figura 29 - Exemplo do recorte do vídeo na marcha para frente à esquerda e para trás à direita. As setas indicam a direção.

Após este processo as imagens foram digitalizadas através do programa APAS. Foram marcados manualmente através deste programa os pontos anatômicos para reconstrução do modelo 2D. As coordenadas x e y de cada ponto articular foram filtradas utilizando-se o filtro digital Butterworth com frequência de corte de 6Hz, que foi testado no piloto e sugerida por Winter (1990). Barela *et al* (2005), Schutz (2006), Moraes (1999), Moraes e Mauerberg-deCastro (2001), Barela *et al* (2000) que utilizaram filtros entre 4 e 10 Hz na análise da marcha. Os filtros de 4, 5, 6, 8 e 10 Hz foram testados no piloto que encontro-se no APÊNDICE II.

Após, os dados do deslocamento dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo e ângulos e velocidades segmentares da coxa e perna foram exportados em arquivos de texto do *software* APAS. Os arquivos em “txt” foram tratados pelas rotinas criadas no programa Scilab, uma para os ângulos articulares e outra para a fase relativa (CEDIDA PELO PROF. DR. J. A. BARELA).

Para tratamento das variáveis angulares foram confeccionadas 2 rotinas:

I – Primeira Rotina: (1) interpolação da curva para igualar o número de pontos; (2) normalização da curva pela porcentagem do ciclo da marcha; (3) cálculo das curvas médias de cada sujeito; (4) aquisição das variáveis a serem analisadas em cada passagem do sujeito; (5) exportação das curvas médias e dos valores adquiridos para as variáveis a serem analisadas.

II – Segunda Rotina: Obtenção da média geral de todos os sujeitos.

Para confecção e tratamento da fase relativa foi utilizada a primeira rotina que foi cedida pelo Prof. Dr. J. A. Barela e outras duas rotinas foram confeccionadas para obtenção de valores e para confecção das curvas médias.

I – Primeira Rotina: (1) confecção do diagrama de fase; (2) normalização do diagrama de fase entre -1 e +1; (3) confecção do ângulo de fase; (4) confecção da fase relativa.

II – Segunda Rotina: (1) aquisição das variáveis a serem analisadas em cada passagem do sujeito; (2) exportação dos valores adquiridos para as variáveis a serem analisadas.

III – Terceira rotina: Obtenção da média geral de todos os sujeitos.

3.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO E DE ANÁLISE DOS DADOS

Para análise estatística foi utilizado o software SPSS 13.0. Utilizou-se a estatística descritiva (média e desvio padrão) para a caracterização dos dados.

A fim de se verificar a normalidade dos dados foi realizado o teste Shapiro Wilk.

A comparação dos dados em cada situação de análise foi realizada através da análise de covariância (ANCOVA), tendo como fatores entre sujeitos as 4 condições (marcha para frente no solo, marcha para trás no solo, marcha para frente na água, marcha para trás na água) e como co-variável a velocidade.

As variáveis da dinamometria comparadas foram: primeiro pico de força (PPF), segundo pico de força (SPF) e tempo de contato (TC). As variáveis da cinemática comparadas foram: contato inicial calcanhar (CIC), retirada do pé (RP), máxima flexão (M. Flex), máxima extensão (M. Ext), amplitude de movimento (ADM), plantiflexão, dorsiflexão e velocidade. As variáveis da coordenação comparadas foram: primeira reversão (PR), segunda reversão (SR), terceira reversão (TR), quarta reversão (QR), tempo da reversão 1 (TR1), tempo da reversão 2 (TR2), tempo da reversão 3 (TR3) e tempo da reversão 4 (TR4).

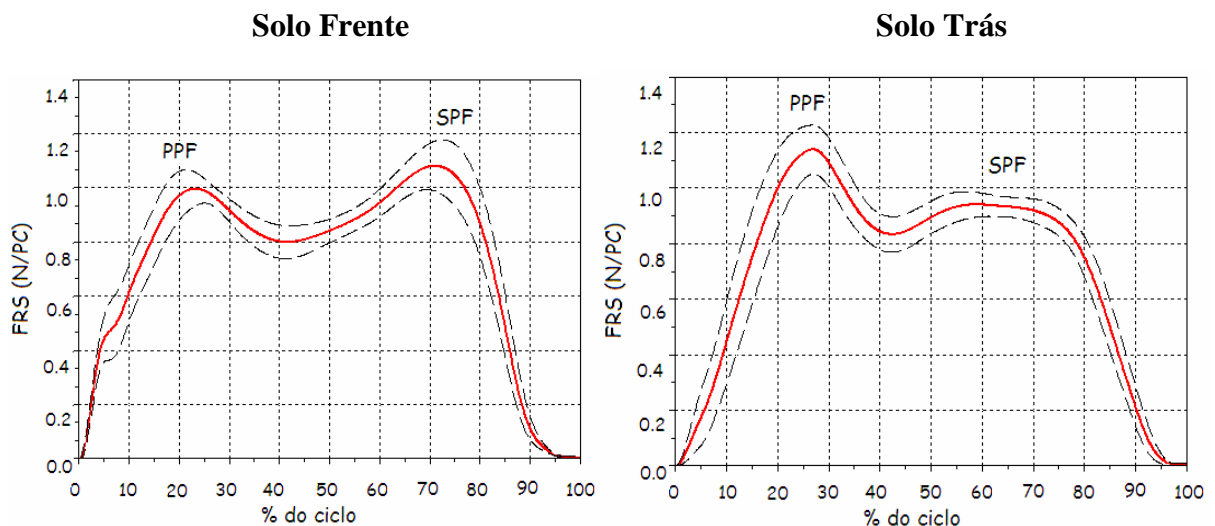
O nível de confiança adotado para todos os testes foi de 95%.

IV RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados os resultados e discussão na seguinte ordem: dinâmica da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático, cinemática da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático e coordenação intra-segmentos da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático.

4.1 DINÂMICA DA MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS EM AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO

Na Figura 30 podem ser visualizados a média e o desvio padrão das curvas de força de reação do solo vertical da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático de todos os sujeitos. As escalas entre solo e água estão diferentes para possibilitar melhor comparação entre a morfologia das curvas.



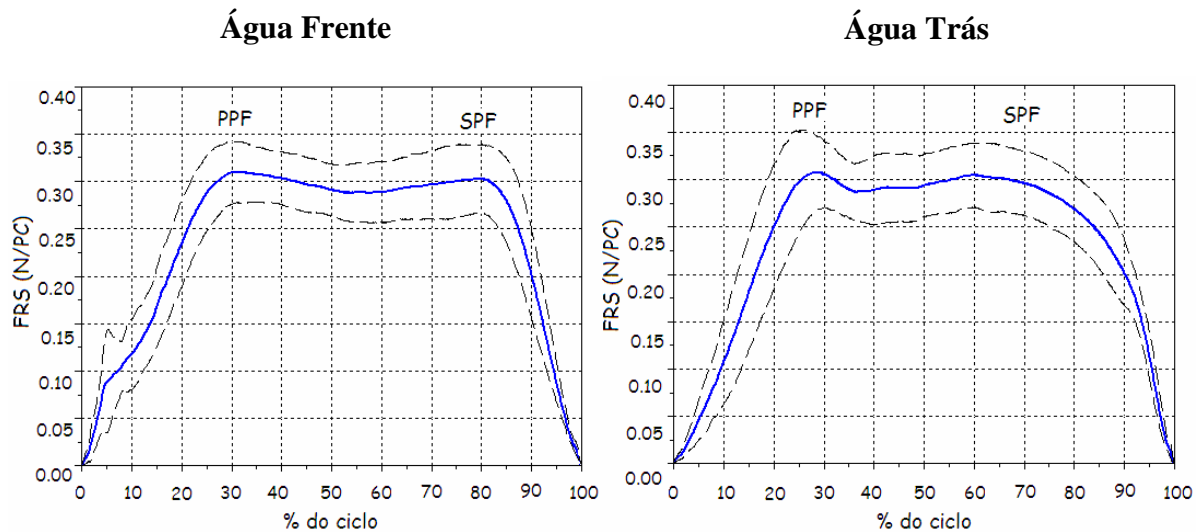


Figura 30 – Média e desvio padrão das curvas de FRS da marcha para frente (à esquerda) e para trás (à direita) no solo (vermelho) e na água (azul). Legenda: PPF: primeiro pico de força e SPF: segundo pico de força.

Qualitativamente, a componente vertical das curvas de força de reação do solo esboça diferenças entre o andar para frente e para trás em ambos ambientes. A morfologia das curvas da marcha para frente na água são semelhantes as encontradas por Nakazawa, Yano e Miyashita (1994), Yamamoto *et al.* (1995), Barela, Stolf e Duarte, 2005 e Roesler *et al* (2006). Na marcha para trás no ambiente terrestre, as curvas de força se parecem com as observadas no estudo de Grasso, Bianchi e Lacquaniti, (1998). Não foram encontrados estudos da marcha para trás no ambiente aquático para que a morfologia das curvas fosse comparada.

Pode-se observar na Figura 30 que na marcha para frente nos dois ambientes existe um pico de impacto, também chamado de *spika*, que representa o contato das primeiras estruturas do pé com o solo. Já na marcha para trás o *spika* não apareceu, o que possivelmente caracteriza essa ocorrência é a inversão da passada, sendo que o PPF acontece com os dedos do pé e o SPF com a retirada do calcanhar. Observando a ausência do *spika* e o formato mais achatado do SPF pode-se inferir que o treinamento da marcha para trás seria interessante no tratamento de lesões da parte posterior do pé. Segundo Threlkeld *et al.*, (1989), a marcha para trás pode ajudar no processo de reabilitação de traumas na parte posterior do pé, devido a mudança das posições articulares e conseqüentemente atuação dos vetores resultantes da força de reação do solo, reduzindo o stress sobre a articulação. No entanto, os autores relataram que a marcha ou corrida para trás pode ser inapropriada para o tratamento de disfunções intrínsecas e extrínsecas de tecidos moles do antepé.

Através da ANCOVA foi observado efeito significativo da velocidade nas variáveis TC ($F_{(1,3)} = 14.87$; $p < 0.001$) e PPF ($F_{(1,3)} = 15.48$; $p < 0.001$).

Na Tabela 8 pode-se observar que a velocidade de execução de marcha foi diferente entre as condições, o que provavelmente gerou influência sobre essas variáveis.

Tabela 8: Média e desvio padrão da velocidade em que foi realizada a marcha nas 4 condições.

	MFS	MTS	MFA	MTA
Velocidade (m/s)	1.22±0.15	0.79±0.13	0.40±0.07	0.32±0.06
Coefficiente de variação (%)	12.29	16.75	16.68	18.38

*MFS: marcha para frente no solo; MTS: marcha para trás no solo; MFA: marcha para frente na água; MTA: marcha para trás na água.

Na Tabela 8 observa-se que os sujeitos caminharam mais rápido para frente do que para trás nos dois ambientes. Winter, Pluck e Yang (1989) e Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987) sugeriram em seus estudos que a diminuição da velocidade pode ter decorrido como tentativa de aumentar a estabilidade devido a falta de habilidade dos sujeitos em caminharem para trás.

Na Tabela 9 esta apresenta a média e o desvio padrão dos resultados da dinamometria da marcha nas quatro condições de estudo.

Tabela 9: Média e desvio padrão dos resultados do tempo de contato (TC), primeiro pico de força (PPF) e segundo pico de força (SPF) nas quatro condições.

	MFS	MTS	MFA	MTA
TC (s)	0.78±0.08	0.94±0.14	1.78±0.30	1.98±0.36**
PPF (N/PC)	1.01±0.05**	1.22±0.10§§**	0.34±0.03	0.37±0.04
SPF (N/PC)	1.10±0.06§§**	0.97±0.04**	0.34±0.04	0.33±0.03

MFS: marcha para frente no solo; MTS: marcha para trás no solo; MFA: marcha para frente na água; MTA: marcha para trás na água. Diferença estatisticamente significativa entre ambiente: () $p < 0.05$; (**) $p < 0.001$ e diferença estatisticamente significativa entre direção: (§) $p < 0.05$; (§§) $p < 0.001$.

O efeito principal de condição (MFS, MTS, MFA, MTA) foi significativo para todas as variáveis da força: TC foi ($F_{(3,68)} = 20.23$; $p < 0.001$), PPF ($F_{(3,68)} = 424.27$; $p < 0.001$) e SPF ($F_{(3,68)} = 258.40$; $p < 0.001$).

No solo, através da ANCOVA pôde-se verificar que o contraste para o efeito de direção (frente x trás) não apresentou diferença estatisticamente significativa para a variável TC. Já para as variáveis PPF e SPF houve diferença significativamente estatística, sendo que

o SPF foi maior na marcha para frente com ($p < 0.001$) e o PPF foi maior na marcha para trás ($p < 0.001$) (Tabela 9). Na Figura 30 fica evidente que o PPF foi maior e o SPF menor na marcha para trás. Para Grasso, Bianchi e Lacquaniti (1998), os padrões de sinergia intramuscular diferem entre os dois movimentos, na marcha para frente a propulsão é promovida pelos plantiflexores do tornozelo e na marcha para trás pelos extensores do joelho. O que provavelmente aumenta o valor do PPF na marcha para trás, na fase de contato inicial dos dedos é o descarregamento mais abrupto do peso do corpo do membro ipsilateral, pois o centro de gravidade parece já estar deslocado para trás. Já na fase de RP o peso já está transferido para o membro contralateral e a retirada do pé acontece de forma mais passiva. Os valores encontrados para os picos de força da marcha para trás no ambiente terrestre foram semelhantes aos encontrados por Grasso, Bianchi e Lacquaniti (1998), onde na marcha para frente o PPF foi de 1.01 ± 4.4 N/PC e o SPF foi de 1.05 ± 6.6 N/PC e na marcha para trás o PPF foi de 1.15 ± 17.6 N/PC e o SPF foi de 93.6 ± 4.7 N/PC. No ambiente aquático não foram encontrados estudos sobre força de reação do solo da marcha para trás.

Na água, a comparação entre direção (frente x trás) para as variáveis de força não tiveram diferença estatisticamente significativa. Assim, os valores do 1º e 2º pico foram semelhantes nas duas direções de marcha, conforme na Tabela 9. Provavelmente essa condição ocorreu, pois a força de empuxo favorece a flutuação do corpo, diminuindo a força que o pé faz para empurrar o chão, tanto no contato inicial como na propulsão. Além disso, na marcha para frente alguns sujeitos realizaram o contato inicial com o pé plano e não com o calcanhar, como acontece no ambiente terrestre, favorecendo a igualdade de dissipação da carga no solo. Barela, (2005) também observou essa característica em adultos e idosos no ambiente aquático. Assim, a água proporciona além da diminuição das cargas, equivalência entre as cargas favorecendo o desenvolvimento de um trabalho mais homogêneo sem sobrecargas extras nos membros inferiores. Estes achados podem ser indicados na fase inicial de um processo de reabilitação, na qual a descarga total de peso é contra-indicada, como nos casos de artroplastia total e quadril e/ou joelho (DUTTON, 2006). Outra população que poderia se beneficiar com o treinamento no ambiente aquático seria a população idosa, devido as alterações músculo-esqueléticas apresentadas por esses indivíduos.

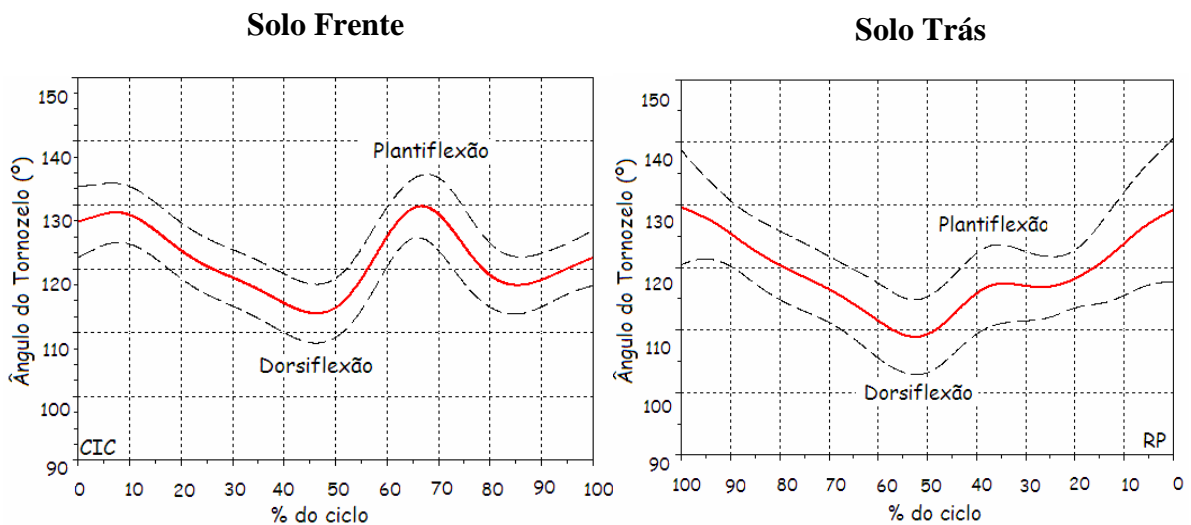
Na marcha para frente, pôde-se observar através do contraste entre os ambientes (solo x água) diferença estatisticamente significativa para o PPF e SPF ($p < 0.001$) sendo que os valores dessas variáveis (Tabela 9) foram menores no ambiente aquático. Barela, Stolf e Duarte (2005) que realizaram um estudo comparando a marcha para frente de adultos no solo

e no ambiente aquático, também observaram redução dos picos na mesma proporção que o presente estudo.

Na marcha para trás, através da comparação entre os pares pôde-se observar através do efeito de ambiente (solo x água) diferença estatisticamente significativa todas as variáveis de força. Sendo que o TC ($p < 0.001$) foi maior na água e o PPF ($p < 0.001$) e o SPF ($p < 0.001$) foram maiores no ambiente terrestre (Tabela 9). O TC aumentou no ambiente aquático provavelmente devido a resistência proporcionada pela água que deixou os movimentos mais lentos. O aumento do tempo de contato pode ser um aspecto interessante para indivíduos com hemiparesia que apresentam dificuldade de transferir o peso para o membro inferior afetado (CARR e SHEPERD, 2008).

4.2 CINEMÁTICA DA MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS NO AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO

Para facilitar a comparação, a curva da marcha para trás foi invertida no eixo x de forma que as figuras mostraram primeiro a fase de apoio e depois a fase de balanço como na marcha para frente. Na Figura 31, está apresentada a média e o desvio padrão do deslocamento angular do tornozelo na marcha para frente e para trás no solo e na água de todos os sujeitos.



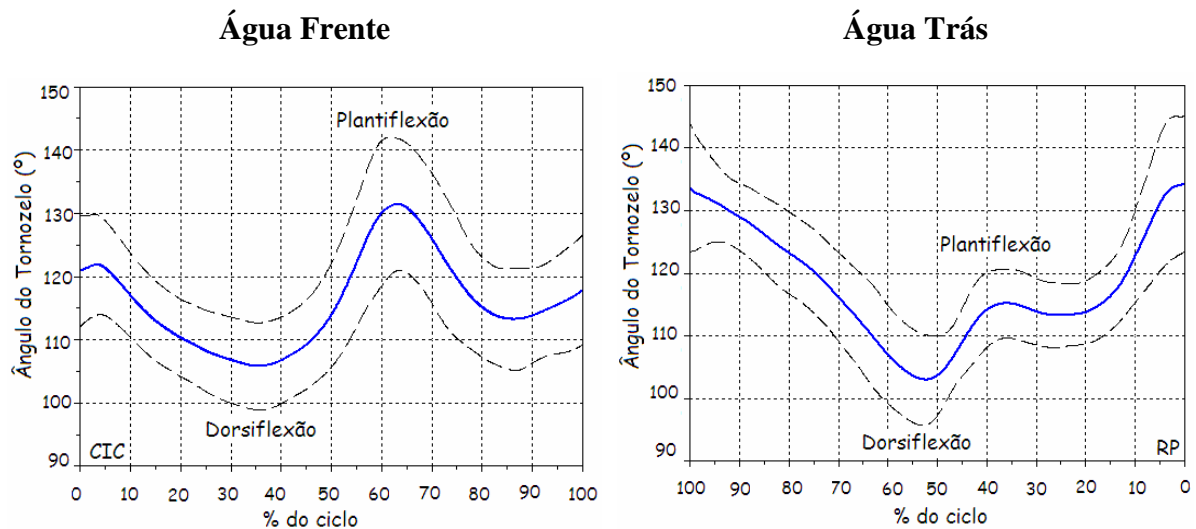


Figura 31 - Média e desvio padrão do deslocamento angular do tornozelo na marcha para frente (à esquerda) e para trás (à direita) no ambiente terrestre (vermelho) e aquático (azul). Legenda: (CIC) contato inicial do calcanhar; (RP) retirada do pé.

Na marcha para frente nos dois ambientes, a curva de deslocamento angular do tornozelo iniciou no CIC com uma leve dorsiflexão. Na fase de apoio medial ~ 30-40% do ciclo, aconteceu uma maior dorsiflexão devido a diminuição do ângulo interno entre a perna e o pé. Na fase final do apoio e pré-balanço ~50-65% do ciclo da marcha, devido ao aumento do ângulo interno perna-pé a formação da curva mostrou plantiflexão.

Na marcha para trás nos dois ambientes, a RP aconteceu com o pé em plantiflexão. Na fase de apoio dos dedos do pé no solo ~30-50% do ciclo, o tornozelo também encontrou-se em plantiflexão, só que em menor escala que na fase de RP. No apoio médio, que corresponde a ~ 45-55% do ciclo da marcha, o pé está totalmente apoiado no chão e o tornozelo encontra-se em dorsiflexão, devido a diminuição do ângulo interno perna-pé.

Através da observação qualitativa das curvas do deslocamento angular do tornozelo na Figura 31, pôde-se perceber morfologicamente que as curvas foram semelhantes entre os ambientes, mais distintas entre as direções (frente x trás). Observando a Figura 31 e posteriormente as Figuras 32 (joelho) e 33 (quadril), pode-se perceber que as curvas de deslocamento angular do tornozelo foram as que apresentaram maiores diferenças morfológicas entre a marcha para frente e para trás nos dois ambientes, concordando com os achados de Winter, Pluck e Yang (1989) e Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987), Van Deursen *et al.* (1998) e Grasso, Bianchi e Lacquaniti (1998), que estudaram a marcha para frente e para trás de adultos no ambiente terrestre.

Na Tabela 10 pode ser observada a média e desvio padrão dos resultados das variáveis analisadas no deslocamento angular do tornozelo em todas as condições.

Tabela 10 - Média e desvio padrão do ângulo do tornozelo no contato inicial do calcanhar (CIC), na retirada do pé (RP), na dorsiflexão, na plantiflexão e da amplitude total de movimento (ADM).

Tornozelo	MFS	MTS	MFA	MTA
CIC/RP (°)	127.51±5.67	128.09±9.87	119.54±6.11	133.50±11.29 ^{§§}
dorsiflexão (°)	112.43±4.75	106.53±7.47	102.23±5.08	101.12±5.37
plantiflexão (°)	130.45±5.06 [§]	119.49±5.40	131.39±8.74 ^{§§}	116.70±6.48
ADM (°)	20.39±3.94	28.53±9.81	33.39±10.43	38.06±11.18*

MFS: marcha para frente no solo; MTS: marcha para trás no solo; MFA: marcha para frente na água; MTA: marcha para trás na água. Diferença estatisticamente significativa entre ambiente: () p<0.05; (**) p<0.001 e diferença estatisticamente significativa entre direção: (°) p<0.05; (°°) p<0.001.

Foi observado através da ANCOVA que houve efeito significativo de condição para as variáveis CIC/RP ($F_{(3, 68)} = 7.25$; $p < 0.001$), plantiflexão ($F_{(3, 68)} = 23.35$; $p < 0.001$) e ADM ($F_{(3, 78)} = 3.05$; $p = 0.033$). Não foi observado efeito significativo de condição para a variável dorsiflexão. O efeito da velocidade nas variáveis do ângulo do tornozelo não foi significativo.

No solo, através da comparação entre as direções (frente x trás) foi possível observar que a variável Plantiflexão ($p=0.010$) foi maior na marcha para frente do que na marcha para trás (Tabela 10). Não foi observado diferença estatisticamente significativa entre a marcha para frente e para trás no solo para as variáveis CIC, Dorsiflexão e ADM. A maior plantiflexão encontrada na marcha para frente no ambiente terrestre também foi encontrada nos estudos de Winter, Pluck e Yang (1989) e Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987). Observado a Figura 31, na marcha para frente a plantiflexão ocorre durante a fase de propulsão, no entanto, na marcha para trás a fase que correspondente a plantiflexão é representada pelo contato inicial. Para Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987), para que a plantiflexão na marcha para trás tivesse a mesma ADM da marcha para frente, o contato inicial na marcha para trás deveria ocorrer com a ponta do hálux e não com os dedos como ocorre naturalmente. No entanto isso não seria viável estruturalmente, pois poderia gerar maiores desequilíbrios nesta fase da marcha para trás.

Analisando a marcha para trás no solo, foi possível observar que ocorreu um aumento da ADM provavelmente devido a maior dorsiflexão, que pode ser visualizada na Figura 31, porém sem diferença estatisticamente significativa. Winter, Pluck e Yang (1989), também verificaram aumento da dorsiflexão quando analisaram a descrição qualitativa da marcha para frente e para trás de adultos em mesma cadência. Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987) encontraram maior dorsiflexão na marcha para trás com diferença

estatisticamente significativa em estudo realizado com adultos na esteira e na mesma velocidade (1.34 m/s) entre a MFS e MTS. Analisando os resultados dos estudos citados anteriormente, sugere-se que no presente estudo não foram encontrados diferença estatisticamente significativa para dorsiflexão devido a menor velocidade encontrada na marcha para trás no solo em relação a marcha para frente. O aumento da dorsiflexão proporcionado na marcha para trás no solo pode ser interessante no tratamento de pessoas com hemiparesia, pois um das principais alterações na marcha destes sujeitos é a falta da dorsiflexão do tornozelo (CARR E SHEPHERD, 2008; BURDETT *et al.*, 1988 e OLNEY *et al.*, 1991 *apud* OLNEY E RICHAD, 1996).

Na água, através da ANCOVA observa-se para o efeito de direção (frente x trás) diferença estatisticamente significativa para as variáveis CIC/RP ($p < 0.001$) e Plantiflexão ($p < 0.001$), sendo que CIC/RP foram maiores na marcha para trás (mais plantiflexão) e a Plantiflexão foi maior na marcha para frente, como aconteceu no solo (Tabela 10). As variáveis Dorsiflexão e ADM não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Observando a Tabela 10 pode-se perceber que o aumento do ângulo do tornozelo ($133.50^{\circ} \pm 11.29$) gerada na fase de retirada do pé (RP) provavelmente aconteceu, pois os sujeitos em sua maioria, observados através das filmagens, retiraram o pé do solo com o antepé e também devido a resistência oferecida pela água que aumentando a plantiflexão.

Pode-se observar também na Figura 31 e Tabela 10, que embora não significativo mais independente da direção, a dorsiflexão foi maior no ambiente aquático. Assim treinar a marcha para trás no ambiente aquático parece influenciar na resolução de alterações funcionais na marcha como a falta de dorsiflexão e ADM.

Na marcha para frente, não foi possível observar diferença estatisticamente para as variáveis do tornozelo através da comparação entre os ambientes (solo x água) (Tabela 10). No entanto, mesmo não sendo estatisticamente significativo, a ADM e a dorsiflexão foram maiores na MFA apresentando uma diferença respectivamente de $\sim 13^{\circ}$ e 10° entre solo e água.

Na marcha para trás, através da comparação entre os ambientes (solo x água) foi possível observar diferença estatisticamente significativa para a variável ADM ($p=0.032$), que foi maior na água (Tabela 10). As demais variáveis não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Esse achado pode ter efeito positivo no tratamento de indivíduos que apresentam déficits de ADM. Segundo Carr e Shepherd (2008), indivíduos hemiparéticos emergem comportamentos locomotores adaptativos em resposta a deficiências sensoriomotoras primárias e contraturas musculares secundárias, diminuindo a ADM ao

caminhar. Assim o treino de marcha para trás tanto em solo como no ambiente aquático poderia ser indicado para estes indivíduos.

Na Figura 32, está apresentada a média e o desvio padrão da curva de deslocamento angular do joelho na marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático para todos os sujeitos.

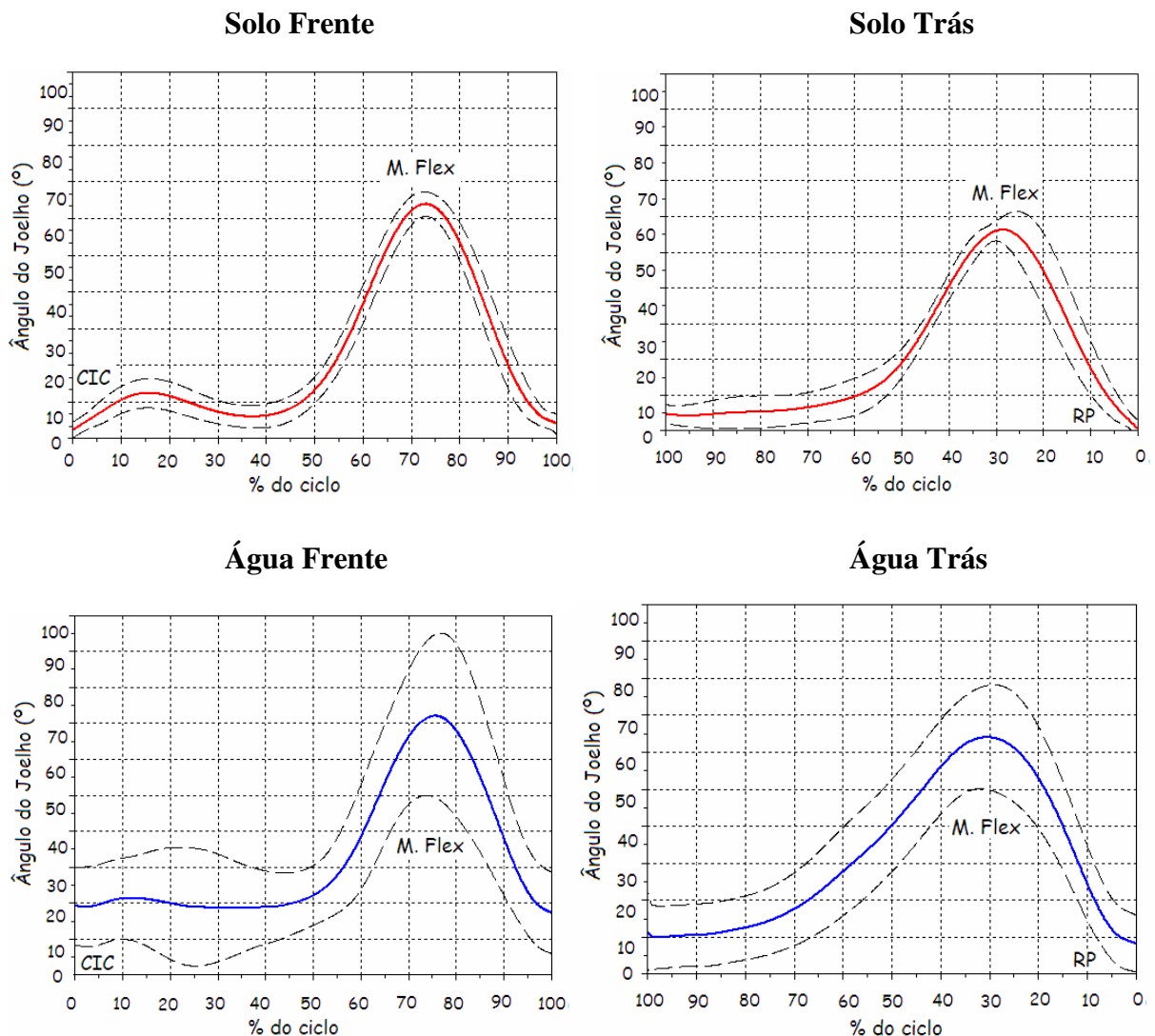


Figura 32 - Média e desvio padrão do deslocamento angular do joelho na marcha para frente (à esquerda) e para trás (à direita) no ambiente terrestre (vermelho) e aquático (azul). Legenda: (CIC) contato inicial do calcanhar; (RP) retirada do pé e máxima flexão (M. Flex.). Valores positivos indicam flexão e negativos ou próximos de zero extensão.

A morfologia das curvas de deslocamento angular do joelho foi semelhante entre as condições. A fase de resposta a carga parece estar ausente nas condições MFA, MTA e MTS. Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987) sugeriram que outras articulações possam estar fazendo o papel de amortecer a carga ao invés do joelho como, por exemplo, o tornozelo ou o

quadril. Thorstensson (1986), Winter, Pluck e Yang (1989), Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987) e Grasso, Bianchi e Lacquaniti, (1998) que realizaram estudos comparando a MFS e MTS fizeram as mesmas observações. Pode-se observar também um maior desvio-padrão na MFA e MTA.

Na figura 32, também pode-se observar que na marcha para trás a flexão do joelho permanece por mais tempo. Assim, o joelho vai se estendendo progressiva e lentamente após a fase de balanço e durante a fase de contato inicial, sendo que esta característica fica ainda mais acentuada no ambiente aquático. Para Yang *et al.* (2005), os movimentos isolados do joelho seja flexão revezada com extensão, repetidamente realizados na marcha para trás, podem contribuir para melhorar o controle neuromotor de indivíduos com hemiparesia que apresentam dificuldade de estender o quadril e ao mesmo tempo flexionar o joelho na fase de pré-balanço na marcha para frente (devido a sinergia extensora), o que por sua vez, segundo Perry (2005), dificulta a propulsão para a fase de balanço. A marcha para trás parece facilitar essa combinação de movimento provavelmente devido as estratégias de coordenação diferentes.

Na Tabela 11, pode-se verificar os valores da média e desvio padrão das variáveis angulares do joelho na marcha para frente e para trás nos dois ambientes.

Tabela 11 - Média e desvio padrão do ângulo do joelho no contato inicial (CIC), retirada do pé (RP), na máxima flexão (M. Flex.) e da ADM.

Joelho	MFS	MTS	MFA	MTA
CIC/RP (°)	2.58±2.09	1.40±2.47	17.93±8.56 ^{§§*}	6.98±3.47
M. Flex. (°)	65.15±3.30	55.01±7.27	77.75±18.08 [§]	64.00±10.12
ADM (°)	63.87±2.57	54.57±7.31	67.58±17.27	58.86±9.98*

MFS: marcha para frente no solo; MTS: marcha para trás no solo; MFA: marcha para frente na água; MTA: marcha para trás na água. Diferença estatisticamente significativa entre ambiente: () p<0.05; (**) p<0.001 e diferença estatisticamente significativa entre direção: (°) p<0.05; (°°) p<0.001.

Através da ANCOVA foi verificado que todas as variáveis angulares do joelho apresentaram efeito significativo de condição: no CIC/RP ($F_{(3, 68)} = 34.58$; $p < 0.001$), na M. Flex. ($F_{(3, 68)} = 12.42$; $p < 0.001$) e na ADM ($F_{(3, 68)} = 6.02$; $p < 0.001$). A velocidade não apresentou efeito significativo nas variáveis angulares do joelho entre as condições.

No solo, embora em média a máxima flexão e a ADM do joelho tenha sido ~ 10° graus menor na marcha para trás, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa na comparação entre a marcha para frente e para trás (Tabela 11). Ao contrário Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987), encontraram diferença estatisticamente significativa para

máxima flexão e ADM comparando na mesma velocidade (1.34 m/s) a marcha para frente e para trás no ambiente terrestre. Os autores citados encontraram valores de máxima flexão do joelho de $64.8^{\circ} \pm 2.75$ para frente e $59.5^{\circ} \pm 3.87$ para trás e sugerem que a menor flexão de joelho na marcha para trás pode estar associada ao menor comprimento do passo. Vilensky *et al.* (1987), podem ter encontrado diferenças estatisticamente significativa em seu estudo devido a velocidade de execução da marcha para trás que foi a mesma da marcha para frente. Diferentemente, do que aconteceu no presente estudo onde a velocidade foi auto-selecionada e, portanto menor na marcha para trás.

Na água, através do contraste foi possível observar para o efeito de direção (frente x trás) que o CIC ($p < 0.001$) e a M. Flex ($p = 0.001$) foram maiores na marcha para frente conforme a Tabela 11. A ADM não apresentou diferença estatisticamente significativa. A maior M.Flex encontrada na fase de balanço no ambiente aquático (Tabela 11) pode ter efeito positivo em acometimentos nos qual a flexão do joelho não é efetiva. Perry (2005) relata que a falta de flexão do joelho na fase de balanço geralmente é associada a fraqueza, dor ou espasticidade do quadríceps, o que impede a flexão apropriada do joelho. Weiss *et al.* (2008), que estudaram a marcha de indivíduos com artrite reumatóide verificaram em seu estudo, assim como Perry (2005), que essa patologia pode alterar a movimentação adequada do joelho podendo diminuir significativamente a ADM e a M. Flex do joelho durante a marcha. Assim, caminhar para frente no ambiente aquático, parece ser uma opção viável para o tratamento de algumas patologias, pois além de minimizar os impactos nas articulações, pode aumenta a M. Flex. do flexão do joelho, ajudando a preservar a ADM desta articulação.

Na marcha para frente, através do contraste entre ambiente (solo x água), pôde-se observar diferença estatisticamente significativa no ângulo do joelho durante o CIC, que apresentou maiores valores no ambiente aquático. Provavelmente o maior valor do ângulo do joelho que se traduz em flexão durante o CIC, pode estar associado segundo Perry (2005), pelo fato do contato inicial ter sido realizado com o pé plano (observado através das imagens) na MFA fazendo com que o joelho fosse flexionado. Barela, Stolf e Duarte (2005) e Miyoshi *et al.* (2003) também observaram essa característica para o tornozelo e joelho em seus estudos.

Na marcha para trás, quanto ao efeito de ambiente (solo x água) não foi encontrada diferença estatisticamente significativa para as variáveis do joelho.

Na Figura 33, pode-se observar a média e desvio padrão do deslocamento angular do quadril na marcha para frente e para trás no solo e na água de todos os sujeitos.

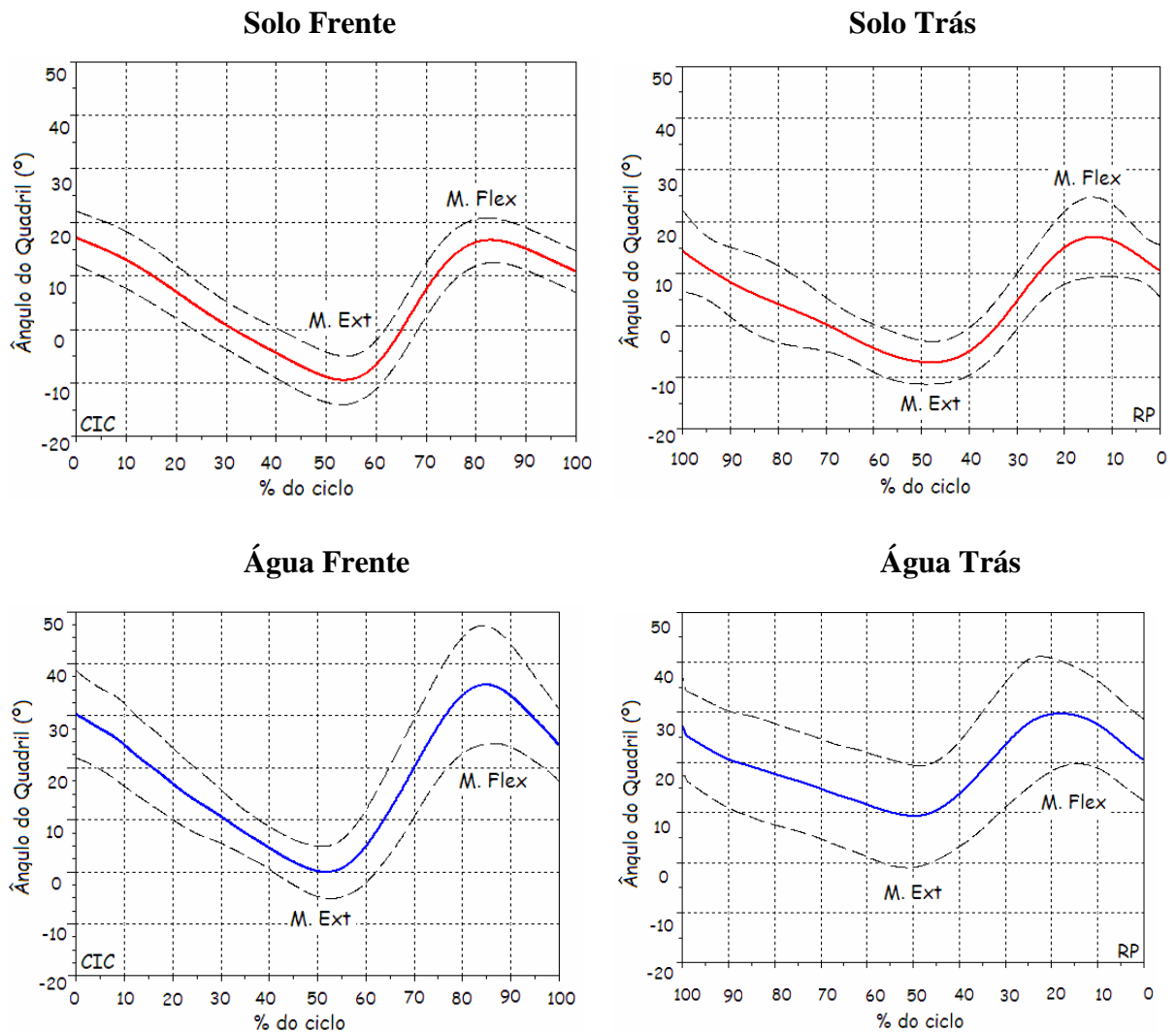


Figura 33 - Média e desvio padrão do descolamento angular do quadril na marcha para frente (à esquerda) e para trás (à direita) no ambiente terrestre (vermelho) e aquático (azul). **Legenda:** (CIC) contato inicial do calcanhar; (RP) retirada do pé, máxima flexão (M. Flex.) e máxima extensão (M. Ext.). Valores positivos indicam flexão e negativos ou próximos de zero extensão.

A morfologia das curvas do quadril foram as mais semelhantes entre as condições. Van Deursen *et al.* (1998), Thorstensson (1986), Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987) e Grasso, Bianchi e Lacquaniti, (1998), Bates e McCaw (1986) também observaram as semelhanças das curvas de deslocamento angular do quadril entre as direções. Uma característica que é importante de ressaltar é o maior desvio-padrão apresentado na marcha para trás, principalmente no ambiente terrestre.

Na Tabela 12 estão apresentados os valores médios e desvio padrão das variáveis angulares do quadril nas duas direções de marcha, nos dois ambientes.

Tabela 12 - Média e desvio padrão do ângulo do quadril no contato inicial do calcanhar (CIC), na retirada do pé (RP), na máxima flexão (M. Flex.), na máxima extensão (M. Ext.) e da ADM.

Quadril	MFS	MTS	MFA	MTA
CIC/RP (°)	14.89±2.71	10.06±5.09	29.25±7.19 ^{§§*}	19.04±5.57*
M. Flex. (°)	18.41±4.78	20.88±6.17	39.40±10.68 ^{§*}	29.34±7.13
M. Ext. (°)	-10.00±4.59	-8.02±4.09	-1.30±4.79	5.98±6.04 ^{§*}
ADM (°)	28.40±3.71	27.99±4.12	40.68±9.39 ^{§§*}	23.67±4.38

MFS: marcha para frente no solo; MTS: marcha para trás no solo; MFA: marcha para frente na água; MTA: marcha para trás na água. Diferença estatisticamente significativa entre ambiente: () $p<0.05$; (**) $p<0.001$ e diferença estatisticamente significativa entre direção: (°) $p<0.05$; (°°) $p<0.001$.

O efeito principal de condição foi significativo para todas as variáveis angulares do quadril: no CIC/RC ($F_{(3,68)} = 36.00$; $p<0.001$), na M. Flex. ($F_{(3,68)} = 11.85$; $p<0.001$), na M. Ext. ($F_{(3,68)} = 6.76$; $p<0.001$) e na ADM ($F_{(3,68)} = 24.63$; $p<0.001$). Não foi encontrado efeito significativo para a velocidade nas variáveis angulares do quadril nas 4 condições.

No ambiente terrestre, através da comparação entre direção (frente x trás) as variáveis angulares do quadril não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Ao contrário, Vilensky, Banckiewicz e Gehlsen (1987), em estudo realizado em esteira, encontraram diferença estatisticamente significativa entre MFS e MTS em mesma velocidade (1.34m/s), sendo que os valores foram maiores na marcha para frente.

No ambiente aquático, através do contraste entre direção pode-se observar que as variáveis CIC ($p<0.001$), M. Flex. ($p=0.003$), M.Ext. ($p=0.003$) e ADM ($p<0.001$) foram maiores na marcha para frente em comparação a marcha para trás (Tabela 12). Na marcha para frente, na comparação entre ambiente (solo x água) pode-se observar diferença estatisticamente significativa para as variáveis CIC ($p=0.006$), M. Flex ($p= 0.004$) e ADM ($p=0.007$), sendo que os maiores valores aconteceram no ambiente aquático. Através destas análises comparando direção e ambiente foi possível perceber que os maiores valores aconteceram na MFA. Miyoshi *et al.* (2003), estudaram a marcha para frente no ambiente aquático e também encontraram maiores valores para a angulação do quadril na fase de contato inicial do pé no solo. Tendo como base esses resultados, se o objetivo do tratamento for aumentar a ADM e a melhorar o movimento de flexão do quadril o treinamento da marcha para frente em ambiente aquático parece gerar efeitos positivos. De acordo com Van Deursen *et al.* (1998), a menor ADM do quadril encontrada na MTA provavelmente se deva a menor extensão do quadril que aconteceu no contato inicial da marcha para trás em comparação a marcha para frente. Flodberg (1980) *apud* Bates, Morrison e Hamill (1984), relataram que o treinamento da marcha ou corrida para trás pode diminuir a probabilidade de gerar lesões no

quadril devido a menor ADM e conseqüentemente menor rotação do fêmur sobre o acetábulo, no entanto no presente estudo, foi encontrado menor ADM de quadril apenas na marcha para trás em ambiente aquático.

Na marcha para trás, através do contraste entre ambientes (solo x água) observou-se que foi encontrada diferença estatisticamente significativa para as variáveis RP ($p=0.011$) e M. Ext. ($p=0.003$). Sendo que a RP foi maior na água e a M. Ext. maior no solo (Tabela 12). As outras variáveis do quadril não apresentaram diferenças estatisticamente significativa.

A menor M. Ext. e os maiores valores de angulação do quadril na fase de RP observadas na marcha para trás na água podem ser justificadas através da análise subjetiva dos vídeos nos quais foi observado que os sujeitos do estudo realizaram uma maior flexão do tronco quando caminharam para trás no ambiente aquático, o que diminuiu o valor de extensão do quadril.

4.3 COORDENAÇÃO INTRA-SEGMENTOS DA MARCHA PARA FRENTE E PARA TRÁS NO AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO

A análise separadamente dos ângulos articulares apresentaram muitas semelhanças entre os ângulos articulares do joelho e do quadril nas duas direções de marcha. Nas Figuras 33 e 34 pode-se observar que a ação articular foi a mesma entre as direções na fase de apoio e balanço. No entanto, observando apenas as curvas de deslocamento articular, fica difícil realizar relações entre os segmentos e analisar aspectos sobre a coordenação. As curvas de deslocamento articular, por exemplo, não fornecem dados acerca de qual segmento, perna ou coxa, esta diminuindo a ADM do joelho (BARELA *et al.*, 2000). Assim, a análise da fase relativa entre as direções propicia um melhor entendimento sobre a relação de coordenação intra-segmetar, revelando qual segmento se modifica na relação de coordenação entre as direções da marcha.

Na Figura 34, pode ser observada a média e desvio padrão da coordenação intra-segmetos (coxa e perna) de todos os sujeitos na marcha para frente e para trás nos dois ambientes.

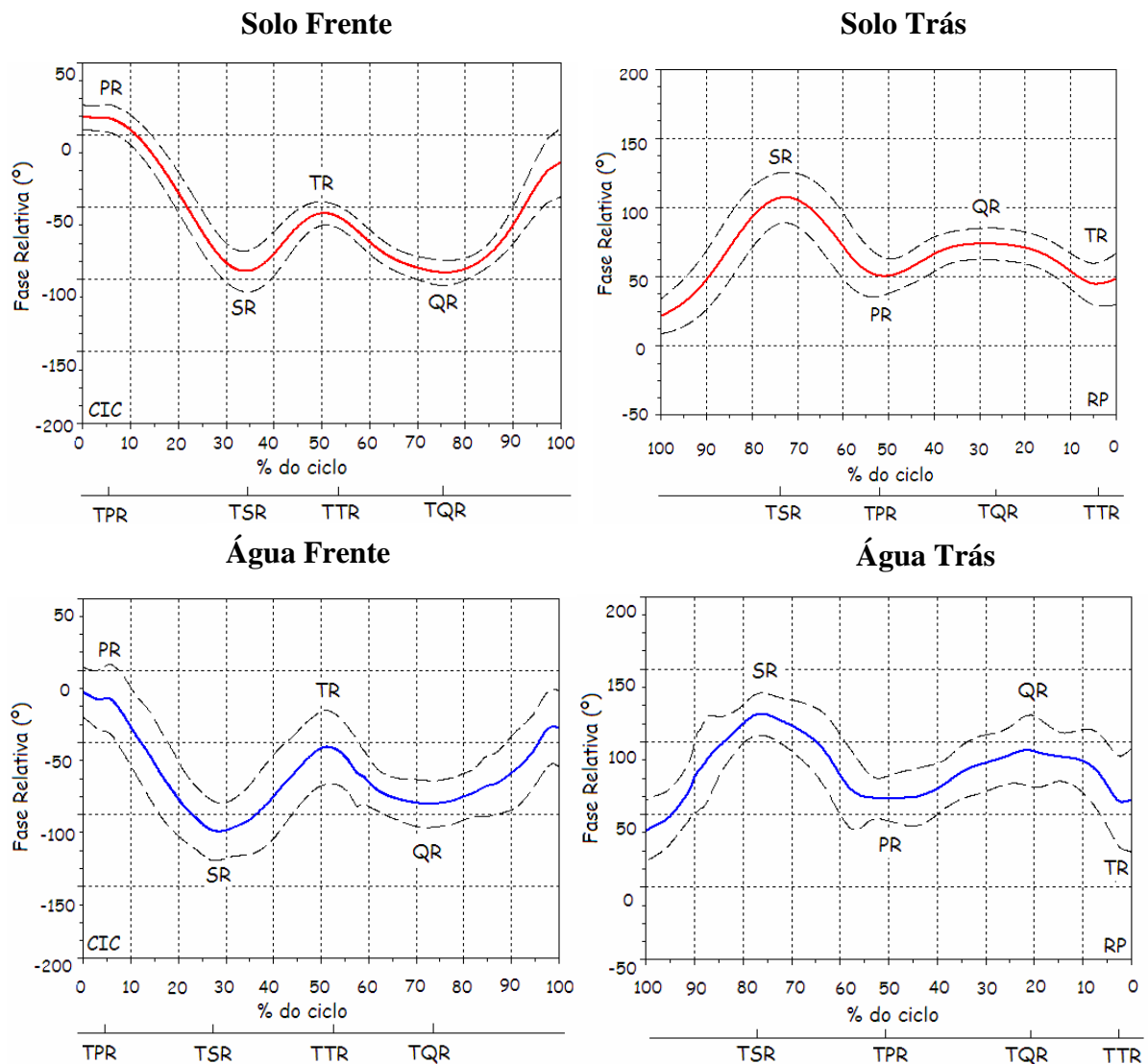


Figura 34 - Média e desvio padrão da fase relativa na marcha para frente (à esquerda) e para trás (à direita) no solo (vermelho) e na água (azul). Legenda: contato inicial do calcanhar (CIC); retirada do pé trás (RP); Primeira reversão (PR), Segunda reversão (SR), Terceira reversão (TR) e Quarta reversão (QR); Tempo da primeira reversão (TPR); Tempo da segunda reversão (TSR); Tempo da terceira reversão (TTR) e Tempo da quarta reversão (TQR).

Na Figura 34, pode ser observado que existem picos e vales nas curvas da fase relativa que podem ser chamados de reversões. As reversões acontecem quando a coordenação entre coxa e perna é alterada.

Pode-se observar na Figura 34 que as curvas da fase relativa são semelhantes e estão invertidas no eixo y, apresentando o mesmo número de reversões, entre a marcha para frente e para trás nos dois ambientes. A ordem das reversões da marcha para trás estão alteradas em relação a marcha para frente nos dois ambientes. Essa alteração deve-se ao corte dos vídeos que na marcha para trás que iniciou na fase de balanço, ou seja, na retirada do pé do solo, e acabou na fase de apoio, ao contrário do corte da marcha para frente. A curva da marcha para trás foi invertida no eixo x para que possa ser visualizado primeiro ao apoio e depois o

balanço, como na marcha para frente. Os tempos das reversões da marcha para frente não correspondem ao tempo das reversões na marcha para trás, sendo que foi somente analisado se elas aconteceram com o mesmo intervalo de tempo.

Para melhor entender a fase relativa, as inclinações e valores positivos segundo Barela *et al.* (2000) e Kurz *et al.* (2005), indicam que a perna está se movendo em sua trajetória de fase mais rápida e a frente da coxa. Inclinações e valores negativos indicam que a coxa move-se mais rápido e a frente da perna. Barela *et al.* (2000), Kurz *et al.* (2005) e Scholz (1990), afirmaram ainda que valores próximos à 180° indicam uma relação fora de fase entre os segmentos, ou seja, a perna encontra-se em flexão e a coxa em extensão ou um segmento desloca-se mais rápido que o outro. E valores próximo de 0° indicam uma relação em fase, onde a perna e a coxa estão movendo-se na mesma direção e velocidade.

Na Figura 34, na marcha para frente, a PR aconteceu quando a coxa avançou sobre a perna e os dois segmentos ficaram em extensão. Na SR a perna flexionou e a coxa permaneceu em extensão. A TR aconteceu quando a coxa flexionou junto com a perna, preparando o membro para avançar. A QR que ocorre no fim do balanço, aconteceu quando a perna começou a estender e a coxa permaneceu em flexão. Na marcha para trás, a PR ocorreu com o avanço da perna para extensão ao encontro da coxa que já se encontrava estendida. A SR aconteceu com a coxa flexionando sobre a perna que já estava em extensão. Na TR a perna retoma a liderança e flexiona-se junto com a coxa preparando o membro para o balanço. Já no balanço, a QR ocorreu quando a coxa começou a estender e a perna continuou em flexão.

Na Tabela 13 e 14 estão apresentados os resultados da média e desvio padrão das variáveis da fase relativa da marcha para frente e para trás no ambiente terrestre e aquático.

Tabela 13: Média e desvio padrão dos valores das reversões da fase relativa.

Fase relativa	MFS	MTS	MFA	MTA
PR (°)	12.16±7.84	46.88±12.58 ^{§§}	11.22±17.04	44.81±12.47 ^{§§}
SR (°)	95.64±13.63	108.55±18.51	115.74±19.53	124.29±18.85
TR (°)	53.71±8.35	43.71±14.71	50.44±25.32	59.84±25.09
QR (°)	96.19±8.22 ^{§§}	75.91±10.73	96.74±13.69	96.59±8.30

*MFS: marcha para frente no solo; MTS: marcha para trás no solo; MFA: marcha para frente na água; MTA: marcha para trás na água. **Primeira reversão (PR), Segunda reversão (SR), Terceira reversão (TR), Quarta reversão (QR). Diferença estatisticamente significativa entre ambiente: (*) p<0.05; (**) p<0.001 e diferença estatisticamente significativa entre direção: (°) p<0.05; (°§) p<0.001.

Na Tabela 14 os tempos das reversões na marcha para frente correspondem a tempos de outras reversões na marcha para trás conforme apresentado na Tabela.

Tabela 14: Média e desvio padrão dos tempos das reversões da fase relativa.

Tempo FRENTE/TRÁS	MFS	MTS	MFA	MTA
TPR/TTR(%)	5.85±0.54	4.78±1.30	5.36±1.62 ^{§§}	2.34±0.68
TSR/TQR(%)	34.14±1.62	30.62±6.01 ^{**}	27.68±4.54 ^{§§}	20.47±8.35
TTR/TPR (%)	50.54±1.35	50.93±3.99	51.29±3.61	50.79±5.81
TQR/TSR (%)	76.32±2.97	72.78±2.51	68.51±5.69	76.82±5.11 ^{§§}

*MFS: marcha para frente no solo; MTS: marcha para trás no solo; MFA: marcha para frente na água; MTA: marcha para trás na água. **Tempo da primeira reversão (TPR), Tempo da segunda reversão (TSR), Tempo da terceira reversão (TTR) e Tempo da quarta reversão (TQR). Diferença estatisticamente significativa entre ambiente: (*) p<0.05; (**) p<0.001 e diferença estatisticamente significativa entre direção: (°) p<0.05; (°°)p<0.001.

Através da ANCOVA foi verificado efeito significativo de condição para as variáveis PR ($F_{(3,71)}=43.91$; $p < 0.001$) e QR ($F_{(3,71)}=20.69$; $p < 0.001$), TPR/TTR ($F_{(3,65)}=13.50$; $p < 0.001$), TSR/TQR ($F_{(3,65)}=12.43$; $p < 0.001$) e TQR/TSR ($F_{(3,65)}=13.06$; $p < 0.001$).

O efeito da velocidade foi significativo nas variáveis TPR/TTR ($F_{(1,3)}=4.57$; $p=0.036$), SR ($F_{(1,3)}=15.18$; $p < 0.001$) e QR ($F_{(1,3)}=4.72$; $p=0.033$), mostrando que a velocidade exerce influência na coordenação dos segmentos perna-coxa entre as condições.

No ambiente terrestre, comparando marcha para frente e para trás pôde-se observar que a PR ($p < 0.001$) foi maior na MTS e a QR ($p < 0.001$) foi maior na MFS. As variáveis TPR/TTR, TQR/TSR, TTR/TPR, TSR/TQR não apresentaram diferenças estatisticamente significativa.

Através da análise estatística, pôde-se inferir que as reversões aconteceram praticamente no mesmo período, pois os tempos das reversões não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre a marcha para frente e para trás no solo (Tabela 14). O que indica que a velocidade de execução da marcha para frente e para trás praticamente não alterou a relação de coordenação entre estes segmentos. No estudo de Barela *et al.* (2000), o tempo das reversões dos adultos nas velocidades baixa e preferida foram semelhantes às encontradas no presente estudo na marcha para frente.

A diferença estatisticamente significativa verificada na PR e QR entre a marcha para frente e para trás no solo deve-se provavelmente ao segmento que está se movimentando mais rápido. A perna diferentemente da coxa por ser um segmento de extremidade consegue atingir

maiores velocidades, o que pode gerar uma relação fora de fase entre os segmentos mesmo eles se deslocando na mesma direção. Na PR e QR a coordenação entre perna-coxa está mais “fora de fase” respectivamente na MTS e MFS justamente quando o seguimento que lidera o movimento é a perna.

A SR e TR não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre as direções de marcha. No entanto, entre estas duas reversões a SR foi a que apresentou maior estado “fora de fase” nas duas direções de marcha e nos dois ambientes. Isso provavelmente pode ter acontecido, pois a SR é uma etapa curta e rápida no ciclo da marcha, que faz com que o segmento que lidera o movimento imponha maior velocidade na execução do mesmo. Outro fato que pôde ser observado na Tabela 13, foi que os valores da PR e TR foram menores dos que os encontrados na SR e QR indicando que a relação entre os segmentos está mais fora de fase na segunda e quarta reversão.

Uma outra forma de analisar a coordenação é através do ângulo de fase, no entanto Moraes e Mauerberg-deCastro (2001), encontraram apenas duas reversões na marcha para frente e uma reversão na marcha para trás, diferente do que foi observado no presente estudo que teve como objeto de análise a fase relativa. Assim, a análise do ângulo de fase pareceu não ser sensível para retratar todas as mudanças de coordenação entre os segmentos como a fase relativa. Na Figura 35 pode-se observar o ângulo de fase na marcha para frente e para trás de adultos jovens.

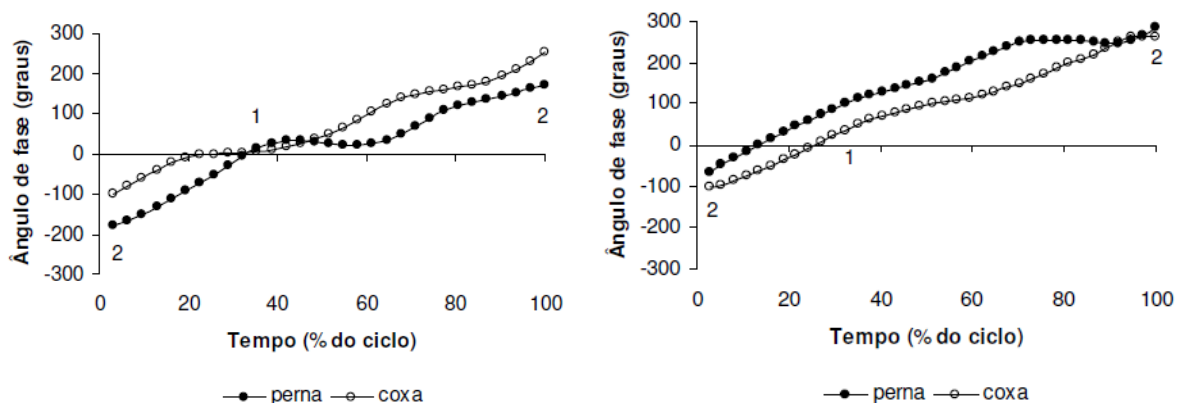


Figura 35 - Exemplo do ângulo de fase de adultos jovens na marcha para frente à esquerda e na marcha para trás à direita.

Fonte: Moraes e Mauerberg-decastro (2001).

No ambiente aquático, pôde-se observar através da comparação entre direção (frente x trás) que a PR ($p < 0.001$) foi maior na marcha para trás. As variáveis SR, TR e QR não

apresentaram diferença estatisticamente significativa. As variáveis TPR/TTR ($p < 0.001$) e TSR/TQR ($p < 0.001$) foram maiores na marcha para frente e o TQR/TSR ($p < 0.001$) foi maior na marcha para trás. O TTR/TPR não apresentou diferença estatisticamente significativa.

Através da análise estatística pôde-se observar que o ambiente aquático interferiu na relação de coordenação entre os segmentos em relação ao tempo das reversões, ora antecipando como no TPR/TTR e no TSR/TQR, ora atrasando como no TQR/TSR. Degani e Barela (2001) também encontraram interferência do ambiente aquático na coordenação dos segmentos perna-coxa na marcha de idosos. A diferença entre os valores das reversões entre solo e água podem ter decorrido dos efeitos físicos da água como a força de empuxo e resistência que alteram o comportamento dos segmentos na marcha.

Foi observado apenas diferença estatisticamente significativa para a PR que estava em um estado de maior “fora de fase” na marcha para trás na água como aconteceu no solo, pois a perna era o segmento que liderava o movimento.

A QR que era um momento em que os segmentos apresentavam uma relação fora de fase com diferença estatisticamente significativa entre frente e trás no ambiente terrestre passou a ficar semelhante entre as direções no ambiente aquático. Isso indica que a água provavelmente influenciou na velocidade de execução e na frenagem do movimento, alterando o momento de antecipação da coxa sobre a perna.

Na marcha para frente, a comparação entre os ambientes (solo x água) não apresentou diferença estatisticamente significativa para todas as variáveis da fase relativa. Através da análise estatística foi possível observar que a água pareceu não influenciar no relacionamento perna-coxa na marcha para frente entre os ambientes. Diferente do que foi observado por Degani (2000) na marcha para frente, onde foram encontradas diferenças entre solo e água em dois momentos, sendo estes, o toque do calcanhar ipsilateral e a perda do contato contralateral.

Na marcha para trás, através da comparação entre ambientes pôde-se observar apenas diferença estatisticamente significativa para a variável TSR/TQR que foi maior na marcha para trás no solo ($p < 0.001$). Assim, com ausência do TSR/TQR, o ambiente aquático também não pareceu influenciar na relação de coordenação entre os segmentos na marcha para trás.

Assim, a análise da fase relativa revelou informações da relação entre os segmentos perna-coxa mostrando que a direção independente do ambiente altera a configuração articular com reversão das funções entre perna e coxa. Já o ambiente pareceu não influenciar na relação de coordenação.

Sugere-se assim que o treino da marcha alterando-se a direção de movimento é interessante quando objetiva-se a busca da instabilidade da coordenação entre os segmentos, retirando-os de seu estado atrator e desestabilizando a relação (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). A superação da instabilidade para realizar a tarefa faz emergir outro padrão de execução do movimento, que se treinado, pode favorecer a conquista de melhores habilidades melhorando a performance motora (SCHMIDT e WRISBERG, 2001). Daves (1996) e Carol Morton (1986) relataram que o treinamento da marcha para trás é eficiente no tratamento de lesões neurológicas, pois aprender a caminhar para trás pode melhorar a habilidade de caminhar para frente estimulando “o cérebro a desenvolver novos caminhos neuromusculares”.

Já se for alterado apenas o ambiente e não a direção, o padrão de coordenação não parece ser muito desestabilizado, fazendo com que o treino de coordenação na marcha apresente pouca variabilidade do seu estado atrator (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Como em todo processo de aprendizagem, a aquisição da habilidade inicia com maior estabilidade ao treinar a tarefa e vai progredindo para posteriormente diversificação da tarefa, para que ela se torne adaptável à qualquer contexto (SCHMIDT e WRISBERG, 2001). Assim, variar o ambiente antes de variar a direção de marcha parece ser mais apropriado nas fases iniciais do treinamento da marcha, quando gerar instabilidade ainda não é o objetivo

V CONSIDERAÇÕES FINAIS

A morfologia das curvas de força vertical de reação do solo foi diferente entre as direções e ambientes. O *spika* não estava presente e o SPF tinha um formato mais achatado na marcha para trás. No ambiente terrestre aconteceu um maior PPF na marcha para trás e o SPF foi maior na marcha para frente. No ambiente aquático o valor dos picos foram mais semelhantes tendo uma redução de ~ 68% em relação ao ambiente terrestre. A velocidade de execução da marcha influenciou as variáveis TC e PPF evidenciando a suposição de que muitas das diferenças podem ter decorrido das diferentes velocidades de execução entre frente e trás.

A análise da morfologia das curvas de deslocamento angular revelou que as maiores diferenças entre as direções e ambientes aconteceram no tornozelo. As curvas de deslocamento angular do joelho e do quadril apresentaram maiores semelhanças entre as direções de marcha, ressaltando que o joelho apresentou uma diferença marcante que foi a ausência de flexão durante a fase de resposta à carga nos dois ambientes.

Através da análise estatística do deslocamento angular do tornozelo pôde-se observar que a plantiflexão foi maior na marcha para frente nos dois ambientes. O ângulo do tornozelo na fase de retirada do pé na marcha para trás foi maior que no contato inicial na marcha para frente, aumentando a ADM do tornozelo na marcha para trás. Através da ANCOVA pôde-se observar para a articulação do joelho que as variáveis CIC e M. Flex. foram maiores na marcha para frente na água. Para a articulação do quadril, através da análise de co-variância observou-se que as variáveis CIC, M.FLEX e ADM foram maiores quando os sujeitos caminharam para frente no ambiente aquático.

Na análise da coordenação intra-segmentos, através da fase relativa perna-coxa pôde-se observar que a variação da direção desestabiliza mais a relação de coordenação entre os segmentos na marcha do que a variação do ambiente.

Assim, através das comparações realizadas foi possível verificar que a marcha nas duas direções e nos dois ambientes estudados são movimentos distintos que possuem características inerentes a condição e a forma em que foi realizado. Na clínica tais diferenças podem ser utilizadas como forma de estimular a marcha em diferentes condições ampliando a gama de movimentações realizadas e podendo melhorar o desempenho motor.

Sugere-se a realização de futuros estudos com outras populações tendo como objetivo verificar se os mesmos achados desta pesquisa serão encontrados em outro grupo de indivíduos.

VI REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALLARD, P.; STOKES, I. A. F.; BIANCHI, J. P (editors). **Three-Dimensional Analysis of Human Movement**. United States of America: Human Kinetics, second edition, 1995.

AMADIO, C. A e DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica EEFUSP, 1996.

BARELA, A. M. F. **Análise Biomecânica do Andar de Adultos e Idosos nos Ambientes Aquático e Terrestre**. Tese (Doutorado em Educação Física e Esporte) Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

BARELA, J. A.; Whitall, J.; Black, P.; Clark, J.E. An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. **Human Movement Science**, n. 19, p. 251-73, 2000.

BARELA, J. A.; BARELA A. M. F.; RODRIGUES, S. T. Controle motor, teoria e atuação profissional: perspectiva da reabilitação. In: CORREA, U. C. **Pesquisa em Comportamento Motor: a intervenção profissional em perspectiva**. São Paulo: EFP/EEFEUSP, 2008.

BARELA, A. M. F. STOLF, F. S.; DUARTE, M. Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. n. p.83 2005.

BATES, A. HANSON, N. **Exercícios aquáticos terapêuticos**. 1. ed. São Paulo: Manole, 1998.

BATES, B. T.; DUFEK, J. S. Forward and backward locomotion Understanding the benefits. Disponível em: <http://www.backward-running-backward.com/>. Acessado em: 15 de janeiro de 2008.

BATES, B.T.; MCCAWE, S.T. A comparison between forward and backward walking. North American Congress on Biomechanics: Human Locomotion IV. **Proceedings...** Organizing Committee of the Fourth Biennere Conference of the Canadian Society of Biomechanics, Montreal, 1986, v. 2. p. 307-30.

BATES, B. T.; MORRISON, E E HAMILL, J. Comparação entre correr para frente e para trás. In: Adrian, M.; Deutsch, H. The 1984 olympic scientific Congress **Proceedings...** University of Oregon Eugene, Oregon, 1984.

BROWN P, ROTHWELL JC, THOMPSON PD, MARSDEN CD. Propriospinal myoclonus: evidence for spinal 'pattern' generators in humans. **Movement Disord**, n. 9, p. 571–576, 1994.

CARR, J; SHEPHERD, R. *Ciência do Movimento: Fundamento para a Fisioterapia na Reabilitação*. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003.

CARR, J.H; SHEPHERD, R.B. **Reabilitação Neurológica: Otimizando o desempenho motor**. 1. ed. Barueri, SP: Manole, 2008.

CLARK, J. E., TRULY, T., & PHILLIPS, S. J. A dynamical systems approach to understanding the development of lower limb coordination in locomotion. In H. BLOCH; B. I. BERTENTHAL. **Sensory-motor organizations and development in infancy and early childhood**. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer Academic Publishers, 1990.

DAVIES, P. M. *Passos a seguir: um manual para o tratamento da hemiplegia no adulto*. São Paulo: Manole, 1996. 314 p.

DEAN, C. M.; RICHARDS, C. L.; MALOUIN, F. Task-Related Circuit Training Improves Performance of Locomotor Tasks in Chronic Stroke: A Randomized, Controlled Pilot Trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v, 81, p. 1952-61, 2000.

DEGANI, A.M. **O andar hemiplégico em ambiente aquático**. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) Universidade Estadual Paulista, São Paulo, 2000.

DEGANI, A. M.; BARELA, J. A. **Coordenação intra e inter-membros inferiores durante o andar de indivíduos idosos em ambiente aquático**. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9. **Anais...** Gramado: UFRS, p. 152-157, 2001.

DePAULA, A.I. **Evolução da organização temporal do andar para frente e para trás: impacto da restrição ambiental**. 2001. 128f. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2001.

DEVITA P, STRIBLING J. Lower extremity joint kinetics and energetics during backward running. **Medicine Scienc Sports Exercice**. v. 5 n. 23, p.602-10,1991.

DUTTON, M. *Fisioterapia ortopédica: exame, avaliação e intervenção*. Porto Alegre: Artmed, 2006.

GRASSO, R., BIANCHI, L., LACQUANITI, F. Motor patterns for human gait: Backward versus forward locomotion. **Journal of Human Physiology**, n.80, p.1868-85, 1998.

HAMILL, J. E KNUTZEN, K. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HARRISON, R., HILLMANN, M. e BULSTRODE, S. Loading of the lower limb when walking partially immersed. **Physiotherapy**. v.78, n. 3, p. 164-166. 1992.

HEBERT, W. R. **Ortopedia e Traumatologia: princípios e prática**. Porto Alegre: Artes Médicas, 1998.

HENNIG, G. Gait analysis and the biomechanics of locomotion. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. 8. **Anais...** Florianópolis, p. 19 – 26, 1999.

HUBERT, M. **Estudo do procedimento para coleta de dados biomecânicos das saídas no nado Crawl**. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano), UDESC, Florianópolis, 2005.

KURZ, M. J.; STERGIOU, N.; BUZZI, U.H.; GEORGOULIS, A. D. The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on lower extremity relative phase dynamics during walking and running. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, n. 13, p. 107–115, 2005.

KWON, Y. H. A camera calibration algorithm for the underwater motion analysis. In R.H. Sanders & B.J. Gibson (Eds.), **SCIENTIFIC PROCEEDINGS OF THE XVII INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS**. 17. **PROCEEDINGS...** Perth, Australia: Edith Cowan University, p. 257-260, 1999(a).

KWON, Y. H. Object plane deformation due to refraction in two-dimensional underwater motion analysis. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 15, p. 396-403, 1999(b).

LAUFER Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. **Journal of gerontology** v. 60, p. 627-632, 2005.

LEHMKUHL, Don L. e SMITH, Laura K. **Cinesiologia clínica de Brunstrom**. 4 ed. São Paulo: Manole, 1989.

MASUMOTO, K.; SHIN-ICHIRO, T.; NOBORU, H.; KAZUTAKA, F.; YUKIHIDE, I. Muscle activity and heart rate response during backward walking in water and on dry land. **Eur J Appl Physiol**, n. 94. p. 54-61, 2005.

MASUMOTO, K.; SHIN-ICHIRO, T.; NOBORU, H.; KAZUTAKA, F.; YUKIHIDE, I. A comparison of muscle activity and heart rate response during backward and forward walking on an underwater treadmill. **Gait & Posture**, n. 25, p. 222–228, 2007.

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. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n. 18, p. 581–590, 2008.

MAUERBERG-deCASTRO, Eliane. Abordagens Teóricas do Comportamento Motor: Conceitos Dinâmicos Aplicados aos Processos Adaptativos e à Diversidade do Movimento. In: GUEDES, Maria da Graça Sousa. **Aprendizagem motora: problemas e contextos**. Cruz Quebrada: Faculdade de Motricidade Humana, 2001. 265 p.

MELO, S.I.L. **Um sistema para determinação do coeficiente de atrito entre calçados esportivos e pisos usando o plano inclinado.** UFSM:1995. Tese de Doutorado. Santa, Maria, RS.

MIYOSHI, T.; SHIROTA, T.; YAMAMOTO, S.; NAKAZAWA, K.; AKAI, M. Functional roles of lower-limb joint moments while walking in water. **Clinical Biomechanics**, v. 20, pp 194–201, 2005.

MORAES R. **Efeitos do envelhecimento nas habilidades de andar para frente, andar para trás, sentar e levantar.** 1999. 120f. [Dissertação de Mestrado] Instituto de Biociências. Universidade Estadual Paulista, Rio Claro (SP),1999.

MORAES, R.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Andar para frente e andar para trás em indivíduos idosos. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, v. 3, n.15, p.169-85, 2001.

MORTON. C. Running backward may help athletes move forward. **The Physican and sports medicine**.vol.14 n. 12, p. 149-152, 1986.

NAKAZAWA,K.; YANO,H.; MIYASHITA,M. Ground reaction forces during walking in water. **Medicine and Science in Aquatic Sports**, v.39, p.28-34. 1994.

NAVARRO, F. **Hacias el dominio de la Natación.** Madrid: Editorial Gymnos, 1995.
NEWELL, K. M. Constraints on the development of coordination. In: WADE, M. G.; WHITING, H. T. A. (Eds.) *Motor Development in children: Aspects of coordination and control.* Dordrecht: Martinus Nijhoff publishers, 1986.

NIGG, B.M. & HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system.** England: Jonh Wiley & Sons, 1994.

NIGG, B. M., HERZOG, W. **Biomechanics of the Músculo-skeletal System.** England: Second edition, John Wiley & Sons, 1999.

NORKIN, C. Análise da Marcha. In: O’Sullivan, Susan e Schmitz, Thomas. **Fisioterapia: avaliação e tratamento.** (2rd ed.) São Paulo: Manole, 1993.

OLNEY, S.J.; RICHAD, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. **Gait and Posture**, n.4, p. 136-148, 1996.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (2001). **Internacional Classification of Functioning, Disability and helath** (ICF). Geneva: OMS.

PAULA DE, A. I.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; COZZANI, M. V. Desenvolvimento longitudinal do andar para frente e para Trás: impacto da restrição ambiental. **Rev. Bras.Cineantropom. Desempenho Humano**, v. 8, n. 4, p. 73-81, 2006.

PERRY, J. **Análise de marcha.** Manole: São Paulo, 2005.

PERRY, J. Análise de marcha. vol. 2: marcha patológica. Manole: São Paulo, 2005.

PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. Throfare: SLACK, 1992.

POLLOCK, M.L.; JACKSON, A.L.; WARD, A. Generalized equations for predicting body density of women. **Medicine Science in Sports Exercise**. v. 12, p. 175-182, 1980.

POLLOCK, M. L.; JACKSON, A. L. Generalized equations for predicting body density of men. **British Journal Nutrition**, 40: 497-504, 1978.

POLLOCK, M. L.; WILMORE, J. H. **Exercícios na saúde e na doença: avaliação e prescrição para prevenção e reabilitação**. 2. ed. Rio de Janeiro: MEDSI, 1993.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in elderly. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 5, p. 128-135, 1997.

RASCH, P. J. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

ROESLER, H. **Desenvolvimento de plataforma subaquática para medições de forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em Biomecânica**. 1997. 193f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade do Estado do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1997.

ROESLER, H.; HAUPENTHAL, Alessandro; SOUZA, Patrícia Vieira de; SCHUTZ, Gustavo Ricardo. Dynamometric Analysis of the Maximum Force Applied in Aquatic Human Gait in 1,3m of Immersion. **Gait & Posture** (Oxford), Wilmington, v. 24, n. 4, p. 412-417, 2006.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2ª ed. São Paulo: Premier, 1998.

SANTOS, C. A. dos. **Natação: ensino e aprendizagem**. Rio de Janeiro: Sprint, 1996.

SCHMIDT, R.A.; WRISBERG, C. A. **Aprendizagem e Performance Motora: uma abordagem da aprendizagem baseada no problema**. 2. ed. São Paulo: Artmed, 2001.

SCHOLZ, J.P. Dynamic pattern theory – some implications for therapeutics. **Physical Therapy**, n, 12, p. 81-97, 1990.

SCHÜTZ, G. R.. **Desenvolvimento e Validação de Sistema de Aquisição de Imagens na Vela**. 2006. 93f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC, Florianópolis, 2006.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H., **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2. ed. Barueri: Manole, 2003.

SISTEMA INTERNACIONAL DE UNIDADES. Instituto de Pesos e Medidas do Estado de São Paulo – IPEM. Disponível em: <http://www.ipem.sp.gov.br/5mt/unidade.asp?vpro=mecanica>. Acesso em: 22 de agosto de 2008.

SOUZA, P. V. **Estudo da marcha de crianças no ambiente aquático**. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano), UDESC, Florianópolis, 2006.

TEIXEIRA, Luis Augusto. **Controle motor**. Barueri: Manole, 2006.

THORSTENSSON, A. How is the normal locomotor program modified to produce backward walking? **Exp. Brain Res.** n. 61, p. 664–668, 1986.

THRELKELD AJ, HORN TS, WOJTOWICZ GM, ROONEY JG, SHAPIRO R. kinematics, ground reaction force, and muscle balance produced by backward running. **Journal of Orthopedic Sports Physical Therapy**, v. 11, n. 2, p. 56-63, 1989.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. **Métodos de pesquisa em atividade física**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

THORSTENSSON A. How is the normal locomotor program modified to produce backward walking? **Exp Brain Res**, v. 61, p. 664-668, 1986.

TURVEY, M. T.; FITCH, H. L.; TULLER, B. A perspective de Bernstein: O conceito de ligação muscular ou estrutura coordenativa. **Human motor Behavior – An Introduction**. Hillsdale: Lawrence erlbaum, Inc, 1982. 307p.

VAN DEURSEN, R.W.M.; FLYNN, T.W.; McCRORY, J.L.; MORAG, E. Does a single control mechanism exit for both forward and backward walking? **Gait and Posture**, Oxford, v.7, n.3, p.214-24, 1998.

VELASCO, C. G. **Natação Segundo a Psicomotricidade**. Rio de Janeiro: Sprint, 1994.

VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto**. São Paulo: Manole, 2001. p. 275.

VILENSKY, J.A.; GANKIEWICZ, E.; GEHLSSEN, G. A kinematic comparison of backward and forward walking in humans. **Journal of Human Movement Studies**, London, v.13, p.29-50, 1987.

VUOLO, A. F. **Fundamentos da Teoria dos Erros**. São Paulo. Edgard Blücher, 1996.

WEISS, R. J. *et al.* Gait pattern in rheumatoid arthritis. **Gait & Posture**, n. 28, p. 229–234, 2008.

WINTER, D.A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2^a ed., Canadá: Waterloo Cover, 1991.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human moviment**. 2^o ed. New York: John Wiley e Sons, 1990.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. United Satates of America: John Wiley & Sons, Third Edition, 2005.

WINTER, D.A.; PLUCK, N.; YANG, J.F. Backward walking: a simple reversal of forward walking? **Journal of Motor Behavior**, Washington, v.21, n.3, p.291-305,1989.

YAMAMOTO, S.; YANO,H.; NAKAZAWA, K. Lower limb kinematics during walking in water. In: CONGRESS ISB, 15. **Livro de resumos...** Finland, 1995.

YANG, Yea-Ru, *et al.* Gait outcomes after additional backward walking training in patients with stroke: a randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**. v.19, p. 264-273, 2005.

YANO,H.; NAKAZAWA, K.; YAMAMOTO, S. Activation patterns of human ankle muscles during walking in water. In: CONGRESS ISB, 15. **Livro de resumos...** Finland, 1995.

ANEXOS

ANEXO I - Carta de aprovação do Comitê de Ética de Pesquisas com Seres Humanos

Florianópolis, 22 de outubro de 2008

Nº. de Referência 159/2008

A(o) Pesquisador(a) Prof(a). Stella Maris

Prezada(os) Senhora(es),

Analisamos o projeto de pesquisa intitulado “**Características biomecânicas da marcha para frente e para trás de adultos: comparação entre ambiente terrestre e aquático**” enviado previamente por V. S.^a. Desta forma, vimos por meio desta, comunicar que o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos tem como resultado à **Aprovação** do referido projeto.

Este Comitê de Ética em Pesquisa segue as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Gostaria de salientar que quaisquer alterações do procedimento e metodologia que houver durante a realização do projeto em questão e, que envolva os indivíduos participantes, deverão ser informadas imediatamente ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos.

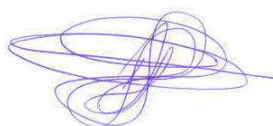
Duas vias do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deverão ser assinadas pelo indivíduo pesquisado ou seu representante legal. Uma cópia deverá ser entregue ao indivíduo pesquisado e a outra deverá ser mantida pelos pesquisadores por um período de até cinco anos, sob sigilo.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Rudney da Silva

PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES

HUMANOS-UDESC



APÊNDICES

APÊNDICE I – Ficha de identificação

APÊNDICE II – Estudo piloto

FICHA DE IDENTIFICAÇÃO:

DADOS PESSOAIS:

NOME: _____ Nº SUJEITO _____

IDADE: _____

DATA DE NASCIMENTO: ___/___/___

SEXO: () F () M

TEL.RES.: _____ TEL.CEL.: _____

DADOS ANTROPOMÉTRICOS:

ESTATURA: _____

PESO: _____

PESO HIDROSTÁTICO: _____

ALTURA XIFÓIDE: _____

ALTURA MMII: ESQ: _____ DIR: _____

DOBRAS CUTÂNEAS :(mm)

HOMENS

Tórax	
Abdômen	
Coxa	

MULHERES

Coxa	
Tricipital	
Supra-ilíaca.	

QUESTIONÁRIO:

Possui histórico de fratura e/ou lesão em MMII? () Sim () Não

Aonde? _____

Realizou cirurgia em MMII? _____

Qual e aonde?

Apresenta dor, fraqueza ou enrijecimento articular nos MMII? _____

Apresenta algum problema se saúde como;

() Hipertensão () Diabets () Déficit neurológico

() Artrite/Artrose () Tendinite () Lesão muscular

() Osteoporose () Alteração postural grave

Qual calçado você mais utiliza? _____

Pratica atividade (s) aquática(s)? Qual(is)? _____

Frequência? _____ Há quanto tempo pratica as atividades

acima? _____

Pratica outras atividades físicas? Quais? _____

Há quanto tempo? _____

Frequência semanal: _____

APÊNDICE II

ESTUDO PILOTO

1. Justificativa:

Os estudos da marcha para trás oferecem um potencial considerável para expandir o entendimento das estratégias de controle do comportamento locomotor humano através da cinemática e cinética. Vários autores buscam encontrar as similaridades e diferenças nos parâmetros temporais e cinemáticos entre o andar para frente e para trás (VILENSKY, GANKIEWICZ e GEHLSSEN, 1987; DEVITA e STRIBLING, 2001).

Com o objetivo que os dados coletados da cinemática e cinética sejam fidedignos, serão realizados os seguintes procedimentos: (1) verificar a quantidade de tentativas válidas que devem ser realizadas durante a tarefa da marcha para trás no ambiente aquático; (2) verificação do tempo necessário para a coleta de dados e familiarização dos pesquisadores com os instrumentos de medida; (3) caracterização dos dados coletados; (4) verificar o erro do sistema de cinematria dentro da água; (5) verificar a variação intra e entre sujeitos do processo de remarcação dos pontos anatômicos e (6) identificar o melhor filtro para os dados da cinematria.

A análise do número mínimo de tentativas foi realizada com o objetivo de verificar quando a tarefa se estabiliza em termos de variabilidade. Tendo em vista as quatro situações estudadas o andar para trás na água foi considerada a situação que mais se diferencia das demais e por essa razão, foi utilizada no estudo piloto para cumprimento do objetivo (1).

O manuseio correto dos instrumentos de medida é indispensável para que os dados sejam obtidos corretamente e a verificação do tempo da coleta é importante na programação da coleta (2). A caracterização dos dados coletados, objetivo (3), foi realizada com o intuito de verificar o comportamento das variáveis nas quatro situações.

A importância da mensuração precisa dos parâmetros cinemáticos, objetivos (4) e (5), pode ser justificada pelo fato de que um erro, cometido em uma aquisição de dados cinemáticos, propaga-se

à medida que se vai derivando outros parâmetros para a análise do movimento. Considerando isso, o controle do método de medição deve ser o mais rigoroso possível e este, para cinemetria, segue os mesmos critérios utilizados em qualquer outro método, quais sejam: precisão da medida, relacionada a acuracidade dos equipamentos utilizados, bem como do instrumentador e informações do momento do registro, ou seja, quais as condições do experimento (Schütz, 2006).

O objetivo (6) visa obter o melhor processo de filtragem dos dados da cinemetria para amenizar os ruídos da digitalização e do erro intra e entre avaliadores.

2 Objetivos Geral:

Determinar os métodos e procedimentos do projeto de pesquisa para que sejam atingidos os seus objetivos.

2.1 Objetivos específicos:

- Verificar o número de tentativas necessárias;
- Promover a familiarização dos pesquisadores com os instrumentos e procedimentos de medida e verificar o tempo necessário para a coleta de dados;
- Caracterizar as variáveis do estudo;
- Verificar o erro do sistema de cinemetria dentro da água;
- Verificar a variação intra e entre sujeitos do processo de remarcação dos pontos anatômicos.
- Identificar o melhor filtro para os dados da cinemetria;

3. Coleta de dados:

3.1 Objetivos 1, 2 e 3.

a) Preparação dos sujeitos:

Para a caracterização das variáveis e obtenção do tempo de coleta quatro indivíduos adultos considerados adaptados ao meio líquido, dois do sexo feminino e dois do sexo masculino, com faixa etária entre 20 e 24 anos foram convidados a participar do estudo. A verificação do número de tentativas necessárias foi realizada com 2 dos 4 sujeitos. Entende-se

por adaptado ao meio líquido quando o sujeito esta familiarizado com o ambiente aquático, sabendo controlar seu corpo dentro da água e não tendo medo de mergulhar. Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos – CEP da Universidade do Estado de Santa Catarina os sujeitos foram informados dos procedimentos da coleta de dados e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (protocolo número 41/2007).

Antes do início dos testes, as tarefas foram explicadas aos participantes e foi preenchida uma ficha de identificação e de medidas antropométricas. (Anexo 1)

Os sujeitos trajando roupas de banho ou de ginástica foram marcados com uma caneta que apresentava tinta à prova d'água nos pontos articulares de interesse para o estudo: cabeça do quinto metatarso, maléolo lateral, epicôndilo femoral, trocanter maior do fêmur e crista ilíaca (Barela *et al* 2005).

b) Instrumento de medida:

Os dados antropométricos foram obtidos por uma balança eletrônica com escala de 0,1Kg e uma fita métrica.

Para obtenção dos dados dinamométricos foi utilizada a plataforma de força subaquática construída com base no estudo de ROESLER (1997). Esta plataforma foi confeccionada com extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) e possui dimensões de 500x500mm, carga máxima/sensibilidade: de 4000/2N, frequência natural de 60 Hz e erro menor que 1%. Para a aquisição e transformação dos dados analógicos em digitais foi utilizada uma placa de aquisição para pontes de *Wheatstone* e condicionamento de sinais de 16 canais de entrada e uma placa de conversão analógico-digital de 16 bits. Para aquisição e processamento de dados foi utilizado o programa SAD32 que estava instalado em um microcomputador Pentium mmx 233 MHz.

Os dados cinemáticos foram adquiridos através de imagens do plano sagital (lado direito) obtidas por uma câmera filmadora digital com frequência de 30Hz, inserida dentro de uma caixa estanque sobre um tripé, posicionada a 4,0 metros da plataforma de força. O calibrador possuía dimensões 2,5 m X 1,51 m.

Foi utilizado para medição e controle da velocidade da marcha um sistema formado por um cronômetro adaptado para disparar e travar a partir de fotocélulas, que estavam posicionados á uma distância de 2 metros uma da outra.

c) Procedimento da coleta de dados

1º Dia: Coleta no ambiente aquático

As coletas foram realizadas na piscina do CEFID – UDESC. No ambiente aquático os participantes caminharam em uma velocidade auto-selecionada sobre uma passarela com 7,0 m de comprimento, ajustada para que o nível de imersão ficasse na altura do processo xifóide de cada participante. Antes de efetuar a coleta os participantes caminharam sobre a passarela para familiarização com os instrumentos de medida e ambiente de coleta. Durante a coleta foi solicitado que os participantes realizassem 30 passagens válidas do andar para trás (AT) (situação mais diferenciada) para obtenção do número de tentativas. As passagens foram consideradas válidas quando a plataforma foi tocada somente pelo pé direito.

No mesmo dia, foram coletadas apenas 15 passagens do andar para frente (AF) na água, pois mais que isso ficaria muito cansativo para os participantes, para obtenção da caracterização dos dados dinâmicos e cinemáticos do AF na água.

2º Dia: Coleta no ambiente terrestre

Após o tratamento dos dados de força e da determinação do número mínimo necessário de passagens válidas foi realizada a coleta de dados no ambiente terrestre. Esta coleta teve como objetivo a verificação do tempo de coleta e caracterização da dinâmica e cinemática dos dados em ambiente terrestre. Foram utilizados os mesmos procedimentos de coleta do ambiente aquático. O número de tentativas para o AF e AT no ambiente terrestre foi baseado no cálculo do AT no ambiente aquático. Foi verificado através do piloto o número de 8 tentativas válidas.

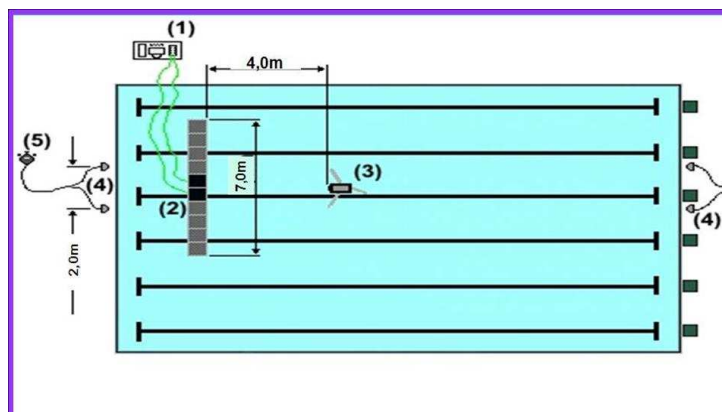


Figura 1: Esquema da coleta de dados no ambiente aquático. **Legenda:** (1) Sistema de aquisição (2) Passarela (3) Câmera (4) Fotocélulas (5) Cronômetro.

d) Processamento dos dados

Após a aquisição dos dados dinamométricos, esses foram exportados para serem tratados no software Scilab (INRIA). Neste software, foram criadas as rotinas de programação para a análise dos dados a partir da seqüência:

I – Primeira rotina: (1) correção do zero (*offset*), (2) aplicação do coeficiente de calibração, (3) filtragem (filtro passa baixa tipo *Butterworth* na frequência de corte 20 Hz e ordem 3); (4) detecção do início e fim do contato a partir do primeiro ponto no sinal maior que a média mais três desvios padrões do sinal no zero (início da curva), (5) recorte das curvas durante o contato, (6) interpolação da curva recortada para igualar o número de pontos do sinal e (7) exportação das curvas);

II – Segunda rotina: (1) normalização pelo peso resultante entre o peso corporal e o empuxo, (2) aquisição das variáveis a serem analisadas em cada passagem do sujeito; (3) exportação dos valores adquiridos de cada passagem do sujeito; (4) normalização da curva pela porcentagem de apoio, (5) cálculo das curvas médias para as componentes ântero-posterior e vertical da FRS, (6) exportação dos valores adquiridos para as variáveis a serem analisadas e das curvas médias.

A estabilidade do número de passagens foi verificada através do cálculo do coeficiente de variação acumulado (MELO, 1995), indicando o número de tentativas necessário para aceitar os dados medidos pelo instrumento a partir dos valores obtidos. As variáveis escolhidas para determinação do número de passagens foram o Pico Máximo de força (PM) e a velocidade.

Para edição dos vídeos foi utilizado o software Winproducer da InterVideo ® 3 DVD versão 3.1. No AF foi considerado como início da passada o instante do contato do calcanhar da perna direita na plataforma e o fim, quando o mesmo pé toca o solo novamente. Para o AT o início foi dado pelo toque dos dedos do pé na plataforma e o fim, quando o mesmo pé toca o solo novamente.

Após este processo os pontos anatômicos foram digitalizadas através do *software* DgeeMe v.1.0 (GeeWare Motion Analysis®). Foram remarcados manualmente neste programa os pontos anatômicos para reconstrução do modelo 2D. Foram exportados os dados de deslocamento angular do quadril e joelho em arquivos de texto.

Após os dados foram tabelados e analisados através do Microsoft Excel e no SPSS versão 13.0.

e) Resultados:

Objetivo 1: Para determinação do número de passagens válidas foram selecionados 2 dos 4 sujeitos que participaram do piloto. O número de tentativas obtidas através do cálculo de coeficiente de variação acumulado para o pico máximo e a velocidade foi de 8.

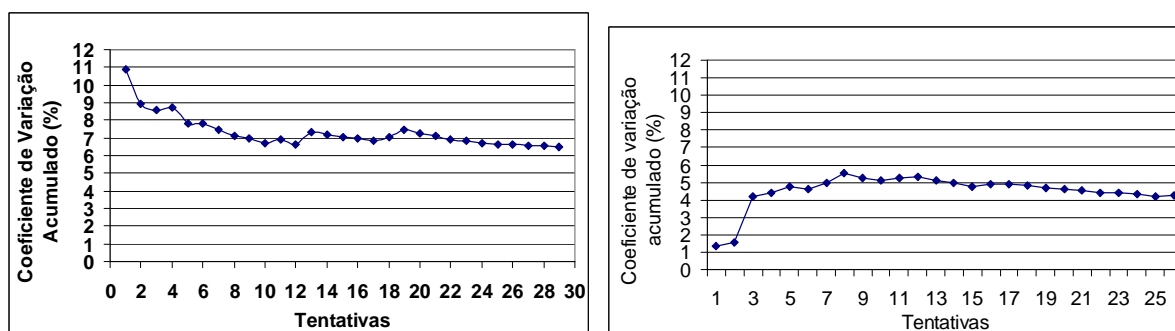


Figura 2 - Exemplo do cálculo do coeficiente de variação acumulado da variável Pico Máximo (PM) de Força Vertical dos sujeitos 1 e 2 no AT no ambiente aquático.

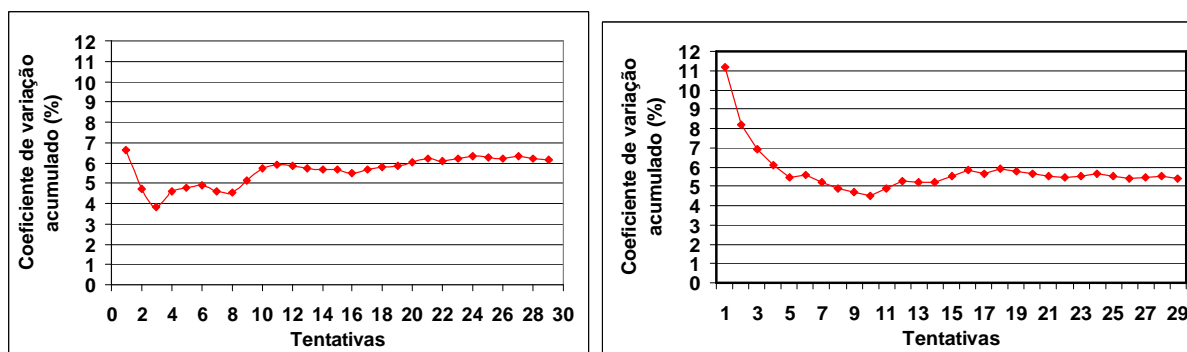


Figura 3 - Exemplo do cálculo do coeficiente de variação acumulado da variável velocidade dos sujeitos 1 e 2 no AT no ambiente aquático.

Após o cálculo do coeficiente de variação acumulado, foram escolhidos os dados do Pico Máximo (PM) de força que foram divididos igualmente em 3 partes para comparação entre elas. Os dados do PM apresentaram características de normalidade entre os três grupos de tentativas para os dois sujeitos, com exceção da primeira parte do sujeito 1 ($p=0.04$). Foi realizado o teste ANOVA medidas repetidas para averiguação da existência de diferença significativamente estatística entre as 3 partes. Para o sujeito 1 foi realizado ANOVA medidas repetidas com correção de Bonferroni.

Foi verificado através do teste que não existe diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tentativas para os sujeitos 1 e 2. O que vem ao encontro da afirmação de que as 8 primeiras tentativas são suficientes para caracterização das variáveis, não sendo necessária a realização de mais passagens.

Sujeito 1:

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared	
pico	Sphericity Assumed	.002	2	.001	3.039	.080	.303
	Greenhouse-Geisser	.002	1.850	.001	3.039	.086	.303
	Huynh-Feldt	.002	2.000	.001	3.039	.080	.303
	Lower-bound	.002	1.000	.002	3.039	.125	.303
Error(pico)	Sphericity Assumed	.004	14	.000			
	Greenhouse-Geisser	.004	12.953	.000			
	Huynh-Feldt	.004	14.000	.000			
	Lower-bound	.004	7.000	.001			

Pairwise Comparisons

Measure: MEASURE_1

(I) repetição	(J) repetição	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^a	95% Confidence Interval for Difference ^a	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	,014	,009	,468	-,013	,041
	3	,020	,009	,189	-,008	,048
2	1	-,014	,009	,468	-,041	,013
	3	,006	,007	1,000	-,016	,028
3	1	-,020	,009	,189	-,048	,008
	2	-,006	,007	1,000	-,028	,016

Based on estimated marginal means

a. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Sujeito 2:

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared	
pico	Sphericity Assumed	.000	2	.000	.276	.763	.038
	Greenhouse-Geisser	.000	1.640	.000	.276	.721	.038
	Huynh-Feldt	.000	2.000	.000	.276	.763	.038
	Lower-bound	.000	1.000	.000	.276	.615	.038
Error(pico)	Sphericity Assumed	.007	14	.000			
	Greenhouse-Geisser	.007	11.477	.001			
	Huynh-Feldt	.007	14.000	.000			
	Lower-bound	.007	7.000	.001			

Objetivo 2 - O tempo necessário para a coleta de dados no ambiente aquático foi de no máximo 50 minutos e no ambiente terrestre foram necessários 40 minutos, para cada sujeito.

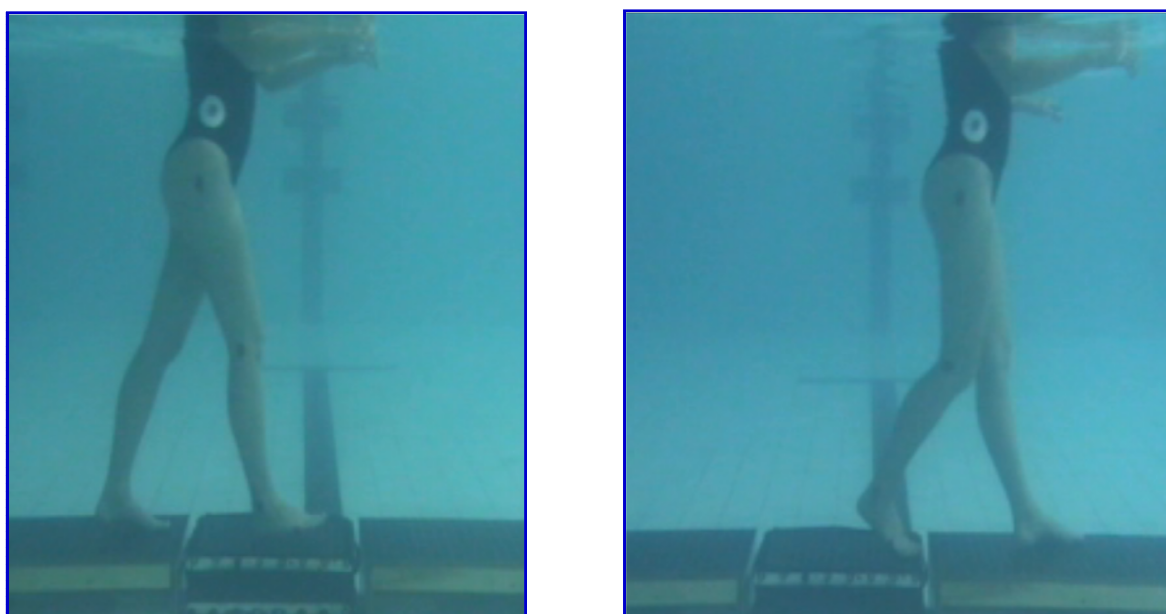


Figura 4: Piloto no ambiente aquático, á esquerda contato inicial do AF e á direita contato inicial AT.

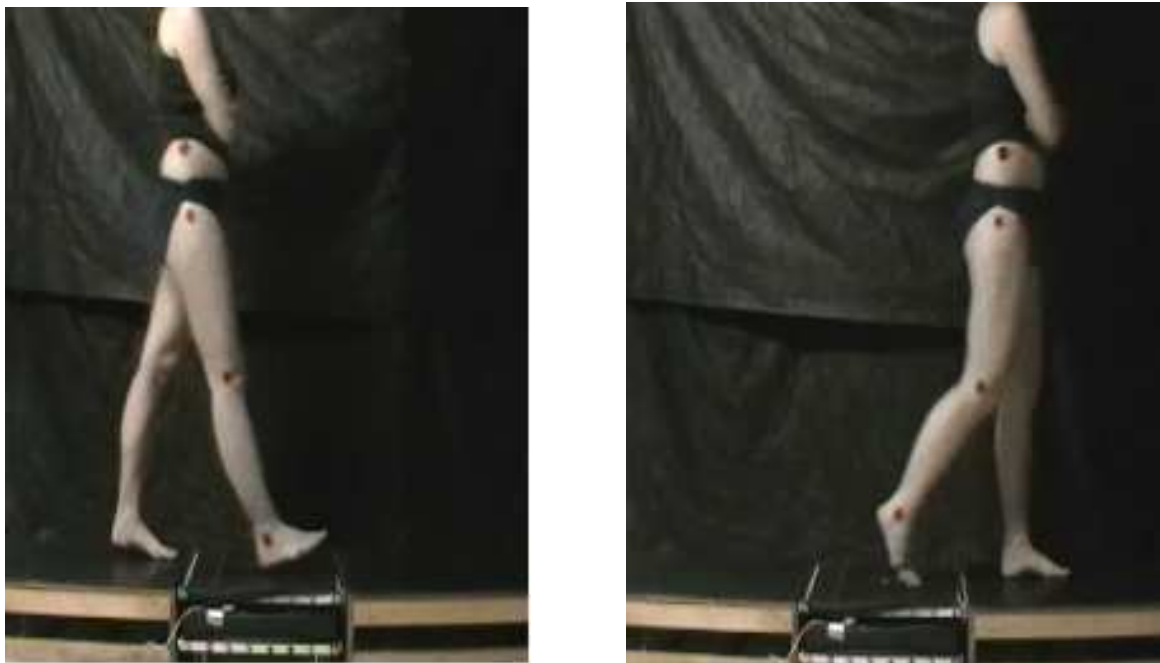


Figura 5: Piloto no ambiente terrestre, á esquerda contato inicial do AF e á direita contato inicial AT.

Objetivo 3- Caracterização das variáveis do estudo

Cinemática:

A velocidade no ambiente aquático foi de $0,44 \pm 0,03$ m/s para o AF e $0,33 \pm 0,09$ m/s para o AT, no ambiente terrestre a velocidade foi de $0,96 \pm 0,08$ m/s para AF e $0,42 \pm 0,11$ m/s para o AT.

Serão apresentados alguns resultados preliminares do deslocamento angular do quadril e joelho durante a fase de balanço e o a combinação dessas duas variáveis (Diagrama ângulo x ângulo).

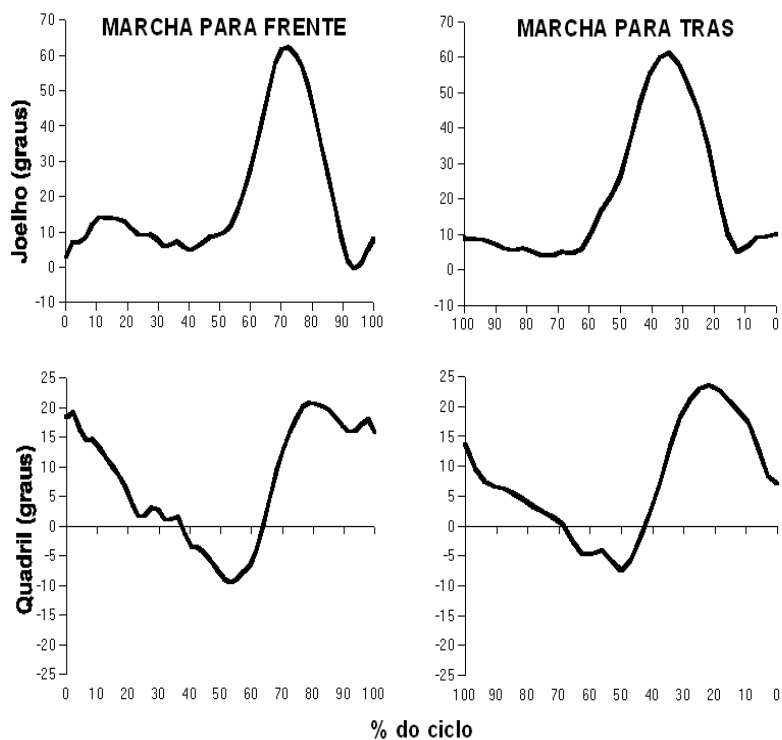


Figura 6: Exemplo de deslocamento angular das articulações do joelho e do quadril no solo.

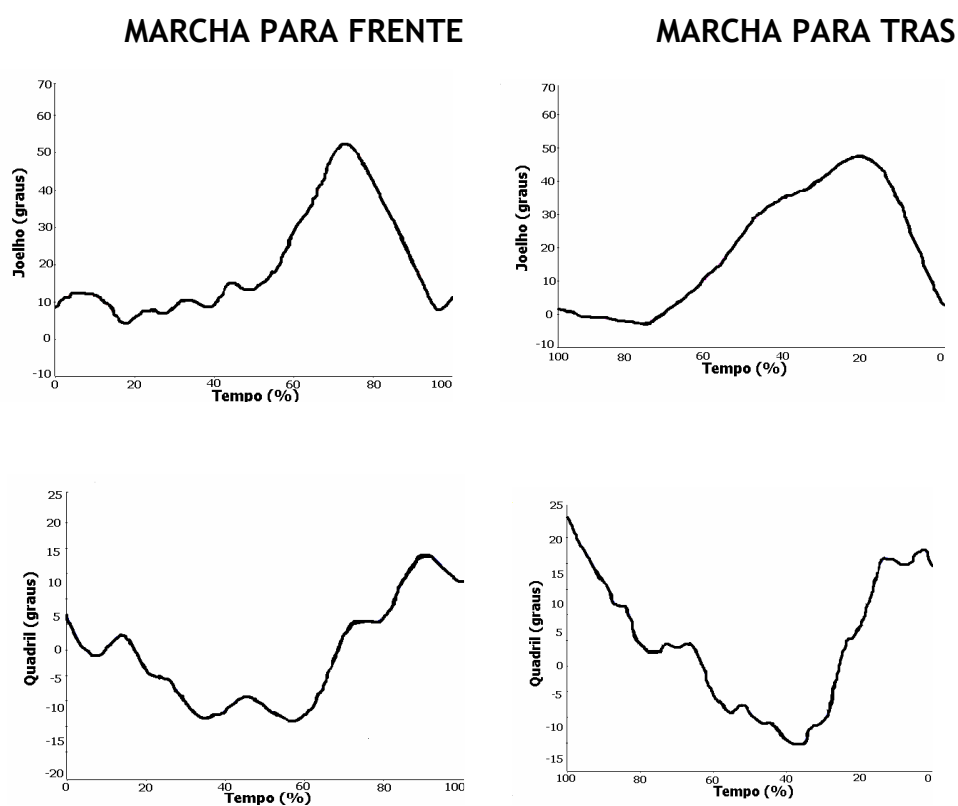


Figura 7: Exemplo do deslocamento angular das articulações do joelho e do quadril na água.

Pôde ser observado nas Figuras 6 e 7 que a morfologia das curvas de deslocamento angular do joelho e quadril do AF e AT nos dois ambientes são semelhantes, no entanto, a

diferença marcante entre o AF e o AT, foi a ausência de flexão do joelho durante a fase de apoio do AT em ambos os ambientes. Mesmo que preliminar estes achados vêm ao encontro da suposição de Thorstensson, 1986; Van deursen, *et al* 1998; Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen, 1987; Winter, Pluck & Yang, 1989 de que o andar para trás seria uma reversão do andar para frente com pequenas modificações nas estruturas musculares e articulares e que estes têm o mesmo centro de comando (mesmo CPG).

Na fase de balanço foi possível observar que o ângulo máximo de flexão do joelho foi menor ($47\pm 8^\circ$) na condição AT na água comparativamente as demais condições (AF água e AF e AT solo) que variaram entre (57° - 59°).

Tabela1: Ângulo máximo de flexão do joelho e a respectiva posição do quadril durante a fase de balanço.

	Solo		Água	
	AF	AT	AF	AT
JOELHO	58 ± 2	57 ± 4	59 ± 14	47 ± 8
QUADRIL	13 ± 3	13 ± 4	9 ± 7	3 ± 5

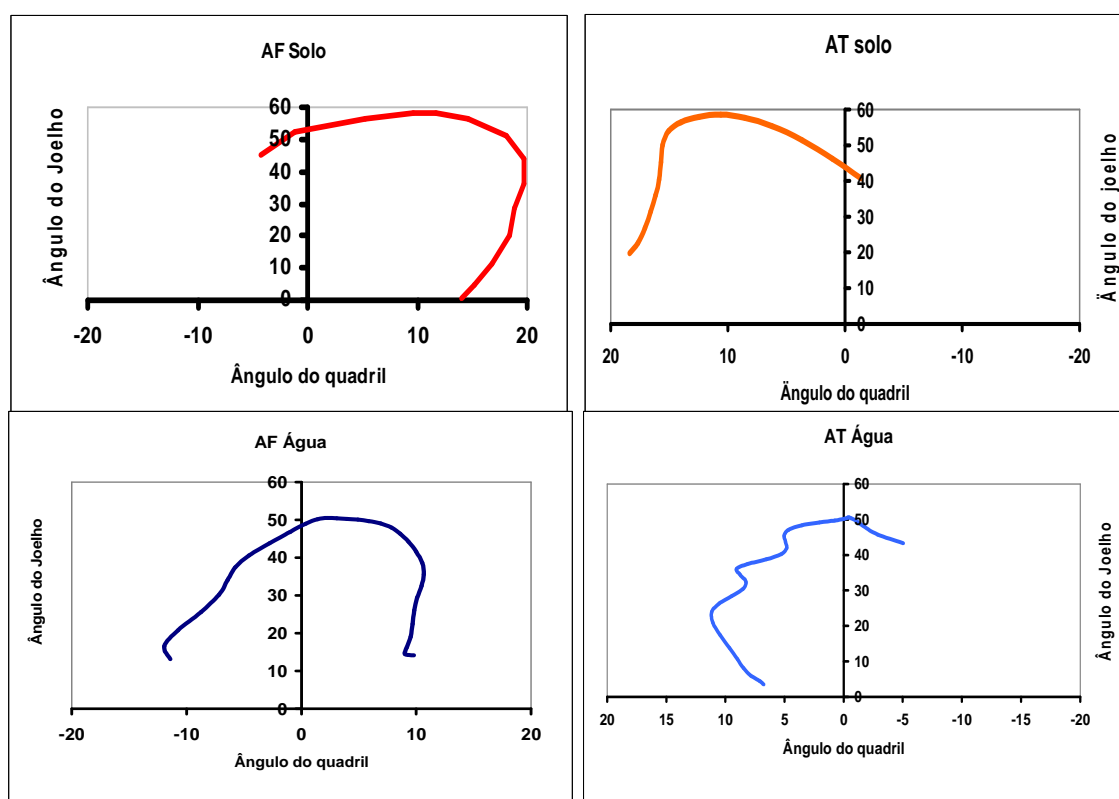


Figura 8: Diagrama ângulo x ângulo do joelho e quadril na fase de balanço.

Na Figura 8, analisando a combinação das variáveis angulares do quadril e joelho foi possível verificar que o ângulo de extensão do quadril na máxima flexão do joelho também foi menor na condição AT na água. Nesta mesma foi observado que o padrão de movimento é semelhante entre o AF e o AT nos dois ambientes, no entanto, a restrição ambiental (água) e da tarefa (andar para trás) evocam modificações nos padrões de movimento da marcha.

Comparação 1: No solo o AT comparativamente ao AF apresenta menor amplitude de movimento das articulações do joelho e quadril.

Comparação 2: Ao comparar o AF entre os ambientes, pode-se perceber que as principais diferenças estão na articulação do quadril.

Comparação 3: Na água o AT comparativamente ao AF apresenta menor amplitude de movimento das articulações do joelho e quadril.

Comparação 4: Ao comparar o AT entre os dois ambientes, pode-se perceber que as articulações do joelho e quadril apresentaram menores amplitudes de movimento na água.

Comparação 5: O AT no ambiente aquático é a situação que apresenta maiores diferenças.

Dinamométricos

As curvas de força dentro e fora da água mostram-se semelhantes às descritas no estudo do Grasso *et al* (1998). A curva da força vertical de reação ao solo (F_y) na marcha no ambiente terrestre tem o formato semelhante ao da letra M já na marcha na água ela apresenta-se em forma de um trapézio. Em relação ao AF e o AT pode-se observar nas Figuras 9 e 10 que o Primeiro Pico de Força (PPF) é maior no AT. No ambiente aquático a força ântero-posterior caracteriza-se pela ausência dos picos negativos.

Tabela 2. Médias dos valores das variáveis dinamométricas do AF e do AT nos dois ambientes.

	Andar para Frente		Andar para Trás	
	PPF	SPF	PPF	SPF
Solo	0,97±0.02	1.09±0.06	1.19±0.13	0.97±0.02
Água	0.32±0.04	0.33±0.02	0.35±0.05	0.31±0.04

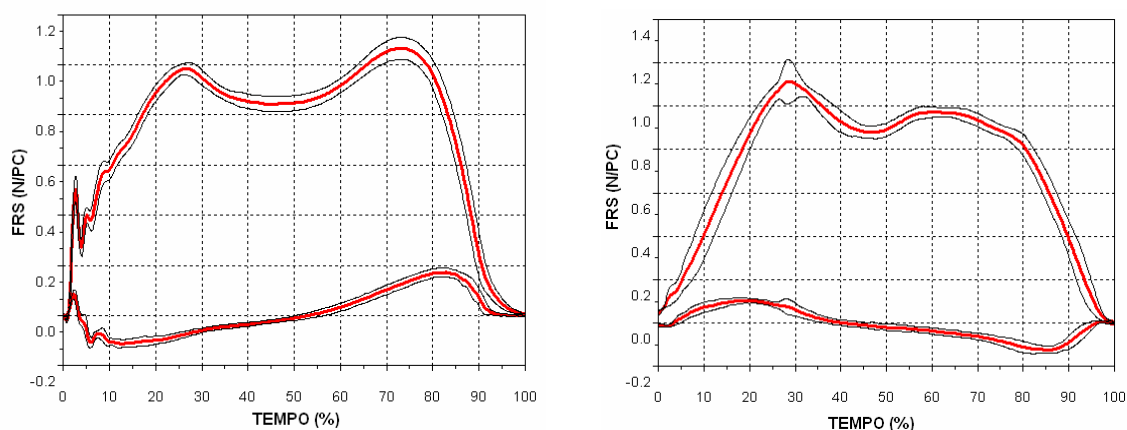


Figura 9: Exemplo de curva de F_y (cima) e F_x (baixo) AF (á esquerda) e AT (á direita) no ambiente terrestre.

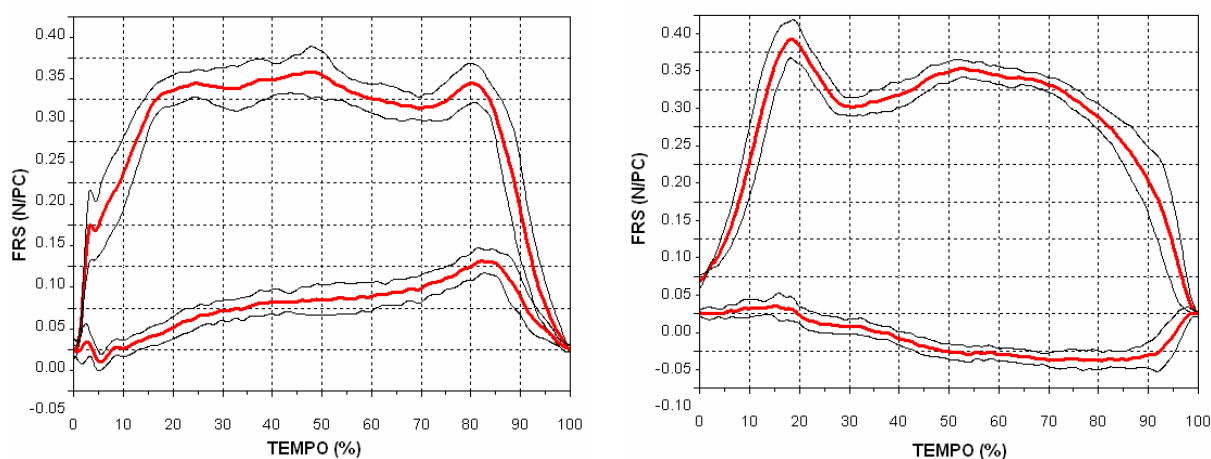


Figura 10: Exemplo de curva de F_y (cima) e F_x (baixo) AF (á esquerda) e AT (á direita) no ambiente aquático.

4.2- Objetivos 5 e 6

4.2.1 Instrumentação para objetivo 5

a) Objeto de controle

Para verificação do erro dos componentes envolvidos no sistema de aquisição de imagens foi desenvolvido um objeto com dimensões (ângulos e distâncias) conhecidas. Optou-se por um pêndulo (Figura 11).

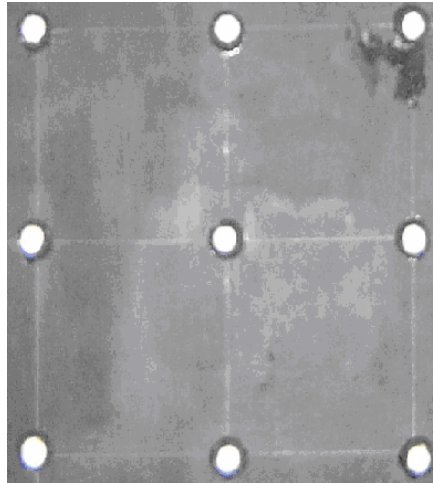


Figura 11: Pêndulo desenvolvido.

No pêndulo elaborado foram fixados 9 pontos de controle e determinadas as distâncias entre estes por 3 diferentes mensurações de 3 avaliadores em diferentes dias. Para mensuração das distâncias foi utilizado uma régua com precisão das medidas de 1 milímetro (0,001m). Os valores finais, utilizados na comparação com a reconstrução do objeto, foram definidos pela média das mensurações para cada distância controle.

Foram determinados 4 segmentos de reta de aproximadamente 0,250m (L_1 , L_2 , L_3 e L_4) e 12 segmentos de reta de aproximadamente 0,123m (a_1 , a_2 , a_3 , a_4 , b_2 , b_3 , b_4 , c_1 , c_3 , c_4 , d_3 , d_4). Um total de 16 segmentos de reta abordavam os dois planos da análise bidimensional.

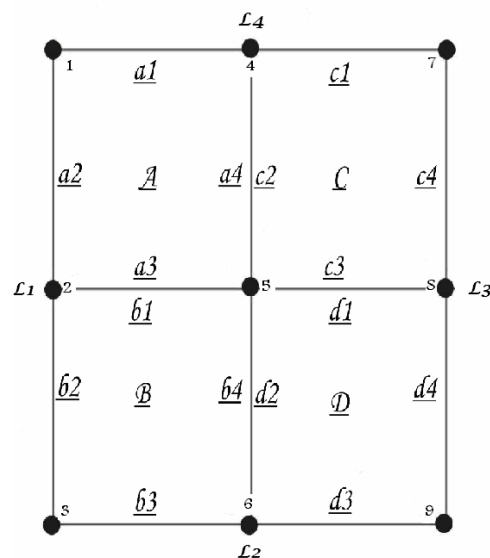


Figura 12: Representação dos segmentos de reta de aproximadamente 0,225m (quadrado maior) e de 0,123m (quadrado menor).

Com a definição das dimensões, foram determinados 3 ângulos. Os valores dos ângulos foram calculados por trigonometria utilizando o *software Microsoft Excel®*, estabelecendo ângulos com valores próximos de 45°, 90° e 180°.

Os valores finais definidos apresentaram desvio-padrão menor que 0,001m (0,0005m) e 0,3° (0,29°), e que a distribuição dos erros apresentou uma normalidade entre as mensurações e, diante disto, é razoável admitir que os erros, na definição dos valores de referência, têm caráter aleatório.

b) Câmera

A análise foi realizada com uma câmera comercial Sony MiniDV handycam modelo DCR-HC30 (Resolução do sensor - 340.000 pixels, formato de gravação NTSC [29,97 quadros por segundo – 30Hz]; tipo de mídia – miniDV, distância focal - 2.3mm - 23 mm, abertura da lente - F/1.7-2.3) Operacionalmente definida como “MiniDV handycam”.

c) Procedimentos e cuidados:

Os seguintes procedimentos e cuidados foram realizados a cada aquisição de imagens:

- Aquisição do ambiente de calibração (sendo que o calibrador (1m x 0.62m) permanecia durante a aquisição das imagens);
- A filmagem foi realizada dentro do ambiente aquático nas distâncias de 2.20, 3.40, 4.80 e 5.50 metros;
- Verificação dos níveis dos tripés das câmeras para assegurar direcionamento da câmera;
- Ajuste do foco da câmera para o “infinito”;

d) Análise dos dados

As imagens obtidas pelas câmeras foram transferidas, gerando arquivo de extensão “.avi”. Os vídeos foram editados através do *software InterVideo® Winproducer™ 3 DVD*, formando vídeos com 1 segundo de duração (30 quadros).

Para reconstrução do objeto foi utilizado o *software DgeeMe™ version 1.0*. No software foram executadas as seguintes funções: (1)Elaboração do modelo para digitalização; (2)Elaboração do modelo de calibração; (3) Importação do arquivo de vídeo na extensão “.avi”; (4) Digitalização dos pontos a partir do modelo criado (optou-se pela precisão de ¼ pixel, referente a 3x zoom para a digitalização); (5) Digitalização do ambiente de calibração (mesma precisão); (6) Seleção para cálculos dos parâmetros DLT; (7) Aplicação do filtro através da transformada de Fourier (FFT) tipo Butterworth, com frequência de corte de 6Hz; (8) Exportação dos arquivos de dados, no formato “.txt”, dos valores de distâncias e ângulos.

Os arquivos exportados foram importados para o programa *Microsoft Excel®* e então, comparados aos valores de referência, no geral e para cada eixo coordenado.

e) Tratamento estatístico

Os valores importados foram comparados aos valores verdadeiros. A operação de subtração do valor mensurado pela grandeza verdadeira, segundo Vuolo (1996), define o erro, neste caso, o erro absoluto.

Determinar a média aritmética dos erros encontrados, não satisfaria o objetivo de determinar a exatidão do sistema proposto. Allard, Blanchi e Aïssaoui (1995) citam que a média aritmética dos erros não é apropriada para expressar a exatidão do instrumento, porque os erros negativos e positivos se cancelam.

Tendo isto, foi determinado o erro quadrático médio (EQM) do inglês *root mean square error (RMS error)*, usado comumente em artigos em português, pela equação abaixo descrita:

$$\text{EQM} = \frac{\sqrt{\sum (V_r - V_m)^2}}{n} \quad \text{Equação 1}$$

Sendo, **EQM**: erro quadrático médio; **V_r**: valor de referência; **V_m**: valor mensurado; **n**: numero de observações.

Ao EQM determinou-se o desvio padrão para as diferentes mensurações a fim de apresentar a repetibilidade. Allard, Blanchi e Aïssaoui (1995), citam que a verificação da exatidão em sistemas de cinematria devem ser expressos somente pelo EQM e em percentagem, ou seja, em valores relativos ou feduciais. Erros relativos ou erros fiduciais são

definidos como os erros absolutos normalizados, ou seja, o erro absoluto dividido por uma quantidade de referencia.

Contudo, com os valores obtidos, definiu-se a incerteza do sistema proposto, definindo-se incerteza como uma faixa de valores que pode ser associada a um certo nível de confiança e que deve ser calculado para cada método adotado. Pela incerteza pode-se quantificar a precisão de uma medida, em geral traduzida pelo desvio padrão.

No programa Microsoft Excel® foram criadas rotinas que possibilitaram maior agilidade na definição dos itens anteriores.

f) Resultados

O uso de caixa estanque pode gerar erros pela possível distorção gerada pelo visor da lente (KWON, 1999a; KWON, 1999b). Cappaert, Pease e Troup (1995), Yanai, Hay e Gerot (1995), Hubert (2005) e Souza (2006) utilizaram uma caixa estanque ou visores nas laterais de piscinas em suas pesquisas, o que gerou uma interface ar-visor-água, entretanto, referências quanto ao erro gerado por esta interface não são relatadas nos trabalhos.

Schutz, 2006 verificou de acordo com a Tabela abaixo o erro do sistema de cinematria formado pela interface ar-visor-ar, ou seja, entre a câmera, a lente da caixa estanque e o objeto . Na Tabela 3, estão apresentados os valores dos erros médio, máximo e em percentagem das medidas e dos ângulos nas 3 distâncias filmadas.

Tabela 3: Resultado do erro das medidas e dos ângulos nas 3 distâncias filmadas no estudo de Schütz (2006).

Distância	Erro	Medidas (m)	Ângulos^o
Distância 1 (3m)	Erro Médio	0,003	0,8
	Erro Máximo	0,012	1,9
	%Erro Médio	1,9%	1,1%
	%Erro Máximo	7,2%	3,4%
Distância 2 (5m)	Erro Médio	0,006	0,9
	Erro Máximo	0,023	2,6
	%Erro Médio	3,6%	1,3%
	%Erro Máximo	11,8%	4,4%
Distância 3 (7m)	Erro Médio	0,008	0,9
	Erro Máximo	0,021	2,4
	%Erro Médio	4,7%	1,3%
	%Erro Máximo	10,2%	5,2%

Fonte: Schütz (2006).

Visto que a método e os instrumentos desta pesquisa foram iguais á utilizada na dissertação de Schutz, (2006), poderá ser realizada a comparação com os valores de erro obtidos na pesquisa de Schutz, aos obtidos no presente estudo que apresenta mais um componente, o ambiente aquático. Na Tabela 4, estão apresentados os valores do erro das medidas e dos ângulos para as 4 distâncias filmadas em ambiente aquático.

Tabela 4: Resultado do erro das medidas e dos ângulos nas 4 distâncias filmadas em ambiente aquático.

Distância	Erro	Medidas(m)	Ângulos ^o
Distância 1 (2.20m)	Erro Médio	0.006	0.9
	Erro Máximo	0.015	3.6
	%Erro Médio	3.5%	0.9%
	%Erro Máximo	9.4%	3.6%
Distância 2 (3.40m)	Erro Médio	0.005	2.5
	Erro Máximo	0.017	7.1
	%Erro Médio	3.3%	2.6%
	%Erro Máximo	11.5%	7.9%
Distância 3 (4.80m)	Erro Médio	0.006	2.4
	Erro Máximo	0.021	8.7
	%Erro Médio	3.6%	2.4%
	%Erro Máximo	12.7%	6.5%
Distância 4 (5.50m)	Erro Médio	0.009	3.3
	Erro Máximo	0.026	9.7
	%Erro Médio	5.4%	3.5%
	%Erro Máximo	17.6%	10.8%

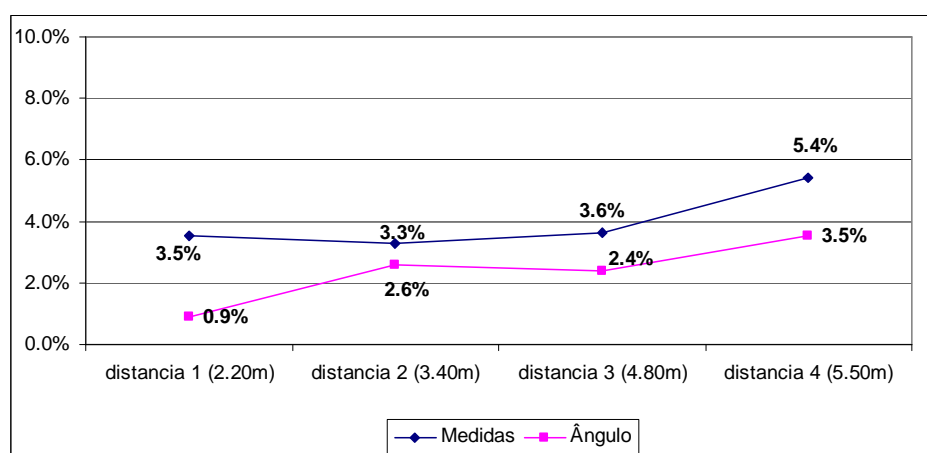


Figura 13: Erro nas 4 distâncias no ambiente aquático em porcentagem média.

Ao observar o erro em porcentagem nas distâncias 2 (3.4m) e 3 (4.8m), pois estas compreendem os limites que serão utilizados na filmagem em ambiente aquático durante a coleta, verifica-se que o erro médio em porcentagem (2.6 – 2.4%) não variou muito. Quando comparamos estes valores aos obtidos no solo na pesquisa de Schütz (2006), nas distâncias 1 (3m) e 2 (5m) pode-se perceber que o erro foi maior no ambiente aquático.

O aumento do erro deve-se a interação (maquina+visor+procedimento+software+"refração").

4.2.2 Determinação da variação intra e entre sujeitos no processo de remarcação dos pontos anatômicos

Para determinar a variação intra e entre sujeitos foram selecionados 4 pesquisadores experientes. Os pesquisadores através do software DegeeMe v. 1.0 remarcarão manualmente o ponto anatômico do joelho direito nas mesmas 5 passadas de um único sujeito que participou do piloto. Foram exportados em “.txt” os dados referentes a posição do joelho em “x” e “y”.

Uma passada no ambiente terrestre tem duração de aproximadamente 1,25 s, o que corresponde à 38 quadros, pois em uma câmera de 30 Hz, cada quadro tem duração de 0,033 s. Então cada pesquisador remarcou o ponto do joelho em 190 quadros.

Foram selecionados que representassem o Contato inicial (CI) - Q1; Apoio médio (AM) –Q12; Propulsão (PR) – Q25; Balanço inicial (BI) – Q28; Balanço médio (BM) – Q31 e Balanço final (BF) – Q37.

Foi utilizada estatística descritiva para analisar os dados. A média, desvio padrão e o coeficiente de variação foram calculados para o Q1, Q12, Q25, Q28, Q31 e Q37 das 5 repetições que cada pesquisador realizou. Na Tabela 5 e 6 estão apresentados a média, desvio padrão e coeficiente de variação intra e entre sujeitos para a posição do joelho em “x” e em “Y”.

Tabela 5: Valores para a posição do joelho em “x”.

Pesquisador	Estatística	Q1	Q12	Q25	Q28	Q31	Q37
1	Média±dp	0.57±0.002	0.59±0.002	0.56±0.002	0.58±0.002	0.61±0.002	0.59±0.002
	CV%	0.8	0.3	0.3	0.4	0.3	0.3
2	Média±dp	0.57±0.002	0.58±0.001	0.56±0.003	0.57±0.003	0.61±0.004	0.58±0.002
	CV%	0.2	0.2	0.5	0.5	0.6	0.3
3	Média±dp	0.58±0.003	0.58±0.003	0.56±0.002	0.57±0.002	0.61±0.002	0.59±0.002
	CV%	0.4	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3
4	Média±dp	0.57±0.001	0.58±0.001	0.56±0.001	0.57±0.003	0.61±0.002	0.59±0.001
	CV%	0.2	0.1	0.2	0.5	0.4	0.2
Entre	Média±dp	0.57±0.005	0.59±0.005	0.56±0.000	0.58±0.005	0.61±0.000	0.59±0.005
	CV%	0.9	0.9	0.0	0.9	0.0	0.9

Legenda: dp: desvio padrão; CV%: coeficiente de variação.

Tabela 6: Valores para a posição do joelho em “y”.

Pesquisador	Estatística	Q1	Q12	Q25	Q28	Q31	Q37
1	Média±dp	0.73±0.005	0.93±0.004	1.31±0.004	1.50±0.003	1.64±0.004	1.81±0.002
	CV%	0.7	0.4	0.3	0.2	0.2	0.1
2	Média±dp	0.73±0.004	0.93±0.003	1.30±0.004	1.50±0.003	1.64±0.005	1.82±0.003
	CV%	0.5	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2
3	Média±dp	0.73±0.002	0.93±0.003	1.31±0.004	1.50±0.003	1.64±0.004	1.82±0.002
	CV%	0.3	0.3	0.3	0.2	0.3	0.1
4	Média±dp	0.73±0.003	0.93±0.003	1.31±0.003	1.50±0.004	1.65±0.002	1.82±0.002
	CV%	0.4	0.3	0.2	0.2	0.1	0.1
Entre	Média±dp	0.73±0.000	0.93±0.000	1.31±0.005	1.50±0.000	1.64±0.005	1.82±0.005
	CV%	0.0	0.0	0.4	0.0	0.3	0.3

Legenda: dp: desvio padrão; CV%: coeficiente de variação.

Ao observar o CV% nas Tabelas 5 e 6 percebe-se que a variação encontrada foi pequena entre 0.1 à 0.5% intra pesquisador nas coordenadas “x” e “y”. A variação entre pesquisadores foi maior. Para a coordenada “x” chegou perto de 1% em 4 dos 6 quadros. Para

a coordenada “y” a variação foi menor que em “x” em todos os quadros, ficou entre 0.0 à 0.4%.

Assim a variação intra e entre pesquisadores foi pequena e provavelmente interferirá pouco no resultado das variáveis.

4.2.3 Identificar o melhor filtro para os dados da cinemetria

Para verificação do filtro foi analisada a curva de deslocamento angular do joelho no andar para trás. As coordenadas x e y de cada ponto articular foram filtradas utilizando-se o filtro digital Butterworth ordem 4 com frequência de corte de 5 Hz, 6 Hz, 8 hz e 10Hz. Barela *et al* (2005), Schutz (2006), Moraes (1999), Moraes e Mauerberg-deCastro (2001), Barela *et al* (2000) utilizaram filtros entre 4 e 10 Hz na análise da marcha. Foi escolhido o filtro de 6 Hz, pois foi o que menos cortou os picos e suavizando melhor a curva.