

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**ESTUDO COMPARATIVO DOS PARÂMETROS CINEMÁTICOS
ANGULARES E LINEARES DA MARCHA HUMANA EM AMBIENTE AQUÁTICO
E TERRESTRE EM INDIVÍDUOS HÍGIDOS ADULTOS JOVENS**

**CURITIBA
2006**

DANIELI ISABEL ROMANOVITCH RIBAS

**ESTUDO COMPARATIVO DOS PARÂMETROS CINEMÁTICOS
ANGULARES E LINEARES DA MARCHA HUMANA EM AMBIENTE AQUÁTICO
E TERRESTRE EM INDIVÍDUOS HÍGIDOS ADULTOS JOVENS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof^ª Dr^ª Vera Lúcia Israel
Co-orientadora: Prof^ª Dr^ª Elisângela Ferretti Manffra

**CURITIBA
2006**



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 025

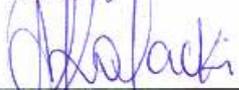
Aos 19 dias do mês de maio de 2006 realizou-se a sessão pública de defesa da dissertação “**Estudo Comparativo dos Parâmetros Cinemáticos Angulares e Lineares da Marcha Humana em Ambiente Aquático e Terrestre em Indivíduos Hígidos Adultos Jovens**” apresentada por **Danieli Isabel Romanovitch Ribas** como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde, – Área de Concentração – Bioengenharia, perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof.ª Dr.ª Vera Lúcia Israel,
PUCPR (Presidente)


assinatura

APROVADO
parcoer (aprov/ reprov.)

Prof. Dr. André Félix Rodacki,
(UFPR)



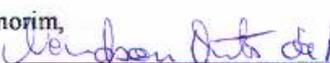
APROVADO

Prof.ª Dr.ª Elisângela Ferretti Manfira,
(PUCPR)



APROVADO

Prof. Dr. Mardson Freitas de Amorim,
(PUCPR)



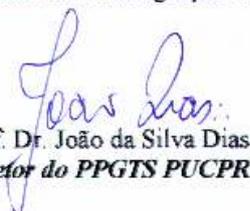
APROVADO

Prof. Dr. Josué Bruginski de Paula,
(PUCPR)



APROVADO

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora. Este resultado está condicionado ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora registradas no Livro de Defesas do Programa. Deve cumprir em 90 dias todas as adequações solicitadas pela Banca Examinadora na arguição e nos volumes da Dissertação.


Prof. Dr. João da Silva Dias
Diretor do PPGTS PUCPR



AGRADECIMENTOS

Expresso minha gratidão a todas as pessoas que se envolveram direta ou indiretamente com minha dissertação. E peço desculpas aos que estejam ausentes nesta lista.

Agradeço aos meus pais pelo dom da vida, amor e sacrifício.

Ao meu irmão Marcelo, pelo auxílio nos estudos pilotos.

Aos meus familiares e amigos que souberam entender minha ausência.

À minha orientadora Prof. Dr^a. Vera Lúcia Israel que com respeito, dedicação e sabedoria acreditou em mim e me conduziu até aqui.

À minha co-orientadora Prof. Dr^a. Elisângela Ferretti Manffra que com humildade superou todas as limitações e é responsável pelos méritos desta dissertação.

À minha amiga Ms Camila Costa de Araújo, que sempre esteve ao meu lado em todos os momentos difíceis e felizes acreditando em nosso sonho.

Aos meus amigos Ericson Pereira e Dielise Debona Iucksch, pela amizade, pelo auxílio e dedicação durante os estudos pilotos e ao processo de coleta de dados.

Ao Leandro Diogo Vazzata, pela sua imprescindível colaboração, dedicação, sabedoria e auxílio.

Ao amigo Mateus Faeda Pellizzari pelo apoio e otimismo que sempre transmitiu.

Ao Rafael Mello, Roberto Eliud Marks Farias, Jean Pierre Jarrier Conti, Victor, Bruno, Lucas Miara Kiapuchinski e Adriano Ricardo Duma do Laboratório de Engenharia de Reabilitação da PUCPR que nos ajudaram em momentos difíceis.

Aos funcionários da Clínica de Fisioterapia da PUCPR, Marilu Duran, Willian da Silva Amaro, Sandra Mara Honório Tortato e Rosângela F. Marques que estavam sempre dispostos a nos ajudar de alguma forma.

À Prof. Ms. Marciane Kulczycki que acompanhou todo o processo e com carinho nos auxiliou.

À Prof. Mônica Forti do curso de Comunicação Social da PUCPR, que permitiu nosso acesso ao Laboratório de Comunicação Social.

Ao funcionário Sidnei do Laboratório de Comunicação Social da PUCPR que com presteza e competência nos auxiliou no processo de coleta de dados.

Ao amigo Afonso (Ninja) que proporcionou o início dos estudos pilotos.

Ao Alessandro, que nos cedeu à caixa estanque para a realização da pesquisa.

Ao Prof. Dr. André Rodacki por ter aberto as portas do Laboratório de Biomecânica da UFPR.

Aos colegas Ms Ricardo de Souza e Raphael Morti, que nos ensinaram o que sabiam.

Ao Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde.

À todos os funcionários do Pequeno Cotelengo Dom Orione do Paraná.

Aos voluntários que participaram do estudo e que não mediram esforços em momento algum.

“Somos todos anjos com uma asa só. E só podemos voar quando abraçados uns aos outros.”
(Luciano de Crescenzo)

RESUMO

Há um grande interesse em estudar o movimento humano dentro da água, uma vez que o meio já é utilizado para treinamento esportivo e nos processos de recuperação funcional devido às diferentes propriedades mecânicas e térmicas que oferece. No entanto, há uma carência de estudos sobre as características biomecânicas do andar em ambiente aquático. O presente estudo teve como objetivo comparar os parâmetros cinemáticos angulares e lineares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre. Fizeram parte deste estudo dezenove adultos do sexo masculino, saudáveis, com média de idade de 24 anos. Os indivíduos que se dispuseram a participar do estudo foram selecionados com auxílio de uma ficha de avaliação elaborada para a realização do mesmo. Nesta ficha, foram registrados dados pessoais, antropométricos e parâmetros da avaliação qualitativa da marcha humana. Os indivíduos selecionados foram submetidos à análise biomecânica da marcha em ambiente terrestre e aquático, utilizando a cinemetria como recurso. Para tanto, os indivíduos foram filmados com marcadores passivos fixados nos seguintes pontos anatômicos: maléolo lateral, cabeça do V metatarso, côndilo femoral lateral, trocânter maior do fêmur e acrômio. Em ambiente aquático os indivíduos caminharam com a água ao nível do processo xifóide do esterno. Após as aquisições das imagens em ambos os ambientes, estas foram transferidas para um computador com o auxílio do *software Adobe Premier-Pro versão 7.0*. Para cada sujeito, foram selecionados três ciclos de marcha, e em cada frame do ciclo da marcha, as posições dos marcadores foram recuperadas utilizando um programa desenvolvido pelo grupo de pesquisa no ambiente MATLAB. Este software aplica o método da transformação linear direta (DLT, “*direct linear transformation*”) para a recuperação das coordenadas reais e fornece as variáveis lineares e angulares da marcha. Cada ciclo de marcha foi dividido em suas fases e subfases e foram utilizados para a análise dos resultados os teste estatísticos *Shapiro Wilk*, *Teste de Fisher* e *Teste t-pareado*, com nível de confiança de 95% ($p < 0,005$). As variáveis lineares, tamanho da passada, velocidade da passada e cadência em ambiente aquático apresentaram valores menores quando comparadas com os valores encontrados em ambiente terrestre. O tempo da passada foi maior em ambiente aquático. A articulação do quadril, joelho e tornozelo apresentaram padrão diferente em água ao padrão encontrado em ambiente terrestre. Com a realização deste estudo verificou-se que a marcha em ambiente aquático apresenta diferenças no comportamento articular, médias angulares e amplitudes de movimento em suas fases e subfases em relação ao ambiente terrestre, que devem ser consideradas durante a elaboração de um programa de tratamento que utilize a hidroterapia como recurso terapêutico.

Palavras-chave: fisioterapia, marcha em ambiente aquático, análise biomecânica.

ABSTRACT

There is a great interest to study the human movement under water, once this environment has been used as an alternative way for both training and rehabilitation due to the mechanical properties it offers. However, the amount of information available about this activity is small compared to the one about gait on dry land. The purpose of the present study is to compare the angular and linear kinematic parameters of human gait in water and land environments. Nineteen male and healthy individuals took part in this study, with average age of 24 years. The individuals were submitted to gait evaluation in both water and land environments. In the water, the individuals walked with the water on the Xiphoid-process level. For that instance, the individuals had their body segments tracked with passive markers in anatomical points: greater trochanter, lateral femoral condyle, lateral malleolus, fifth metatarso-phalangeal joint and glenoumeral joint. For collection of the gait data in both environments the cinemetry resource was used. After the image acquisitions in both environments, they were transferred to a computer with the help of the *Adobe Premier-Pro version 7.0 software*. Three gait cycles from each individual were selected to obtain the kinematics data. For each gait cycle, marker's positions were recovered with the help of a software developed by the research group, on MATLAB environment. The software applies the direct linear transform (DLT) to obtain real-world coordinates, and calculate linear and angular gait kinematical parameters. The behaviors of hip, knee and ankle angles in water and on land were studied for each gait subphase. The angular and linear gait data were analyzed with the help of Shapiro-Wilk, Fischer and "Student" *t-tests*, with a 95% confidence ($p < 0,05$). All linear variables and stride length, stride speed and cadence had lower values in water compared to dry land, but stride time was longer in water. The angular patterns in water and on land were different. From this work it was possible to observe that walking in water has differences regarding to average joint angles and angular excursion when compared to walking on dry land. Such differences should be taken into account in the planning of a rehabilitation program based on hydrotherapy.

Keywords: physical therapy, gait, biomechanical analysis, water.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Ciclo da marcha normal	14
Figura 2 – Definição de passo e passada	15
Figura 3 – Curvas dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo	17
Figura 4 – Modelo das principais propriedades físicas da água	18
Figura 5 – Redução do peso corporal aparente em ambiente	19
Figura 6 – Posição dos pontos anatômicos.....	27
Figura 7 – Representação esquemática em ambiente terrestre.....	28
Figura 8 – Representação esquemática do arranjo em ambiente aquático	30
Figura 9 – Definição dos ângulos articulares	31
Figura 10 – Curvas médias dos ângulos articulares do quadril	35
Figura 11 – Comparação entre as variáveis do quadril	36
Figura 12 – Curvas médias dos ângulos articulares do joelho	39
Figura 13 – Comparação entre as variáveis do joelho.....	40
Figura 14 – Curvas médias dos ângulos articulares do tornozelo	44
Figura 15 – Comparação entre as variáveis do tornozelo	45

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 Objetivo Geral	12
1.2 Objetivos Específicos	12
1.3 Hipóteses	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Marcha	13
2.2 Ambiente aquático	18
2.3 Marcha aquática	20
2.4 Análise da marcha	22
3 METODOLOGIA	25
3.1 Local do estudo	25
3.2 Sujeitos	25
3.3 Delineamento	26
3.4 Procedimento de análise dos dados	30
3.4.1 Cálculo dos ângulos articulares e variáveis lineares	31
3.5 Procedimento de análise dos resultados	32
4.0 RESULTADOS	33
4.1 Variáveis Lineares	33
4.2 Variáveis Angulares	35
5.0 DISCUSSÃO	49
5.1 Variáveis lineares	49
5.2 Variáveis angulares	50
6.0 CONCLUSÃO	55
REFERÊNCIAS	56
ANEXOS	60
APÊNDICE	69

1 INTRODUÇÃO

A análise da marcha é um dos principais recursos que podem ser usados para detectar problemas funcionais relacionados à locomoção. O conhecimento de variáveis cinemáticas durante a execução da marcha em terra e água, pode ajudar a entender melhor o comportamento motor quando em interação com estes meios.

A meta de muitos programas de Fisioterapia consiste em restaurar ou melhorar a capacidade de deambulação do paciente. Para Alencar et al (1999) em um típico programa terapêutico destinado a recuperar a motricidade e a independência funcional, fisioterapeutas destinam um tempo considerável ao tratamento para corrigir distúrbios na marcha, treinar ou melhorar a capacidade de caminhar de seus pacientes.

A preocupação em se estudar o comportamento do movimento humano, quando em interação com o ambiente aquático vem crescendo consideravelmente em decorrência da ampla utilização do meio líquido como recurso terapêutico.

Em geral, os profissionais que trabalham com a hidroterapia aceitam que existem diferenças no padrão de movimento quando esta é realizada em ambiente aquático e terrestre, porém poucos estudos analisaram as variações biomecânicas neste ambiente (HARRISON et al, 1992; ERVILHA; DUARTE; AMADIO, 2001; GEHM et al, 2003; ROESLER et al, 2004).

Em decorrência das propriedades físicas e térmicas da água o caminhar em ambiente aquático difere-se do caminhar em ambiente terrestre. Devido à força do empuxo, o efeito da gravidade é reduzido e a atividade muscular para manter o corpo em pé torna-se menor. Segundo Ervilha; Duarte e Amadio (2001), em decorrência ao empuxo quando se anda em meio aquático a atuação frente à força vertical (força da gravidade) torna-se mais fácil do que a força horizontal.

As propriedades físicas da água não só facilitam, mas também resistem a determinados movimentos em imersão de indivíduos com marcha normal, portanto podendo favorecer a reeducação ou mesmo incentivar um padrão não adequado da marcha do paciente. Infantini e Rodrigues (2000) ressaltam que uma avaliação do movimento de segmentos em imersão é de extrema importância para acompanhar a efetividade do tratamento proposto.

Os estudos relacionados à marcha aquática ainda são escassos e contraditórios, sendo, portanto, necessária a coleta de dados referentes às características normais da marcha e normalização dos valores para estas características, para permitir adequada avaliação, mensuração, investigação da marcha normal no ambiente aquático.

Para verificar se realmente há diferenças entre a marcha em ambiente aquático e terrestre foram traçados alguns objetivos para este estudo que procuram responder esta questão.

1.1 Objetivo geral

Analisar a marcha humana em ambiente aquático em indivíduos hígidos adultos-jovens e compará-la com o ambiente terrestre.

1.2 Objetivos específicos

- Determinar os parâmetros cinemáticos angulares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre;
- Determinar as variáveis lineares: tamanho da passada, tempo da passada, velocidade e cadência em ambiente aquático e terrestre;
- Comparar as variáveis angulares e lineares entre o ambiente aquático e terrestre;

1.3 HIPÓTESES

- Há diferença no comportamento do movimento articular durante a marcha de indivíduos saudáveis no meio aquático quando comparado com o meio terrestre.
- As variáveis lineares de tamanho da passada, tempo, velocidade e cadência da marcha no ambiente aquático têm valores diferentes dos existentes em ambiente terrestre.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor compreensão deste estudo, neste capítulo é apresentada a revisão de literatura à respeito da marcha humana, ambiente aquático, marcha em ambiente aquático e análise da marcha.

2.1 Marcha Humana

O movimento humano está marcado por normas, regras e convenções, que assenta suas condições em respostas anátomo-fisiológicas e biomecânicas do corpo (AMADIO, 1999).

A habilidade de andar ereto é uma das características determinantes do ser humano. Rítmico e aparentemente sem esforço, o ato de andar é um evento contínuo que se constitui em transferir peso de um membro inferior para o outro, com o objetivo de avançar o corpo para frente, como se fossem sucessivos desequilíbrios (ALONSO et al, 2002). Na tentativa de regular esses desequilíbrios e tornar a marcha bípede um ato automático, vários mecanismos do sistema neuromusculoesquelético atuam em constante integração, embora desempenhem funções distintas (SANVITO, 1981).

Apesar do controle seletivo e habitual, cada indivíduo apresenta um padrão particular de marcha para se deslocar no ambiente com o mínimo de esforço possível, estabilidade adequada e aparência aceitável (ALENCAR et al, 1999). Para Rose e Gamble (1998), a marcha humana é uma forma relativamente exclusiva de locomoção, pois ela apresenta eficiência e funcionalidade únicas.

No ser humano normal, um padrão de marcha é adquirido na infância e com a prática, o sistema sensorio motor, torna-se muito adaptado e gera automaticamente um conjunto repetitivo de comando de controle motor, para permitir a pessoa caminhar sem esforço consciente (ALENCAR et al., 1999). De maneira geral, o comportamento motor apresentado por uma criança, adulto ou idoso é o resultado de uma interação de vários fatores que compõe os diversos domínios do comportamento humano (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA, 1998). Para Alencar et al (1999), Amadio (1997) e David (2001) cada fase do andar é realizada por meio de uma série de funções músculo - esqueléticas combinadas de acordo com objetivos específicos de progressão.

A maior unidade empregada na descrição da marcha é denominada um ciclo de marcha ou uma passada (ROSE ; GAMBLE, 1998). Na marcha normal, um ciclo começa, quando o

calcanhar do membro de referência entra em contato com a superfície de sustentação. O ciclo de marcha termina quando o calcanhar do mesmo membro apóia novamente o solo, sendo dividido em duas fases: apoio (sustentação) e balanço (oscilação) (O' SULLIVAN; SCHMITZ, 1997; ROSE; GAMBLE, 1998).

Cada ciclo do andar é normalizado pela sua porcentagem, ou seja, 0% quando ocorre o primeiro contato do pé no chão e 100% quando ocorre o próximo contato do mesmo pé no chão (WINTER, 1991). Dos 100% do ciclo da marcha em indivíduos adultos normais a fase de apoio constitui aproximadamente 60% do ciclo da marcha, e é definida como o intervalo em que o pé de referência está em contato com o solo. A fase de oscilação constitui aproximadamente 40% do ciclo e é definido, como o intervalo em que o membro de referência não contacta o solo (O' SULLIVAN; SCHMITZ, 1997; GEHM et al, 2003).

Cada uma das duas fases da marcha pode ser subdividida em vários estágios (Figura 1). A fase de apoio inclui: contato inicial (toque do calcâneo no solo e a absorção do impacto), resposta à carga (quando o peso é transferido de uma perna para a outra), apoio médio (quando o pé de apoio se encontra em contato total com o solo), apoio final (é o final da fase de apoio e o pé se encontra em flexão plantar). A fase de balanço é formada pelas subfases: balanço inicial (desprendimento do hálux do solo), média (flexão do joelho para a passagem do joelho) e final (extensão do joelho preparando para o contato inicial), (ALENCAR et al,1999 ; GREVE; AMATUZZI, 1999).

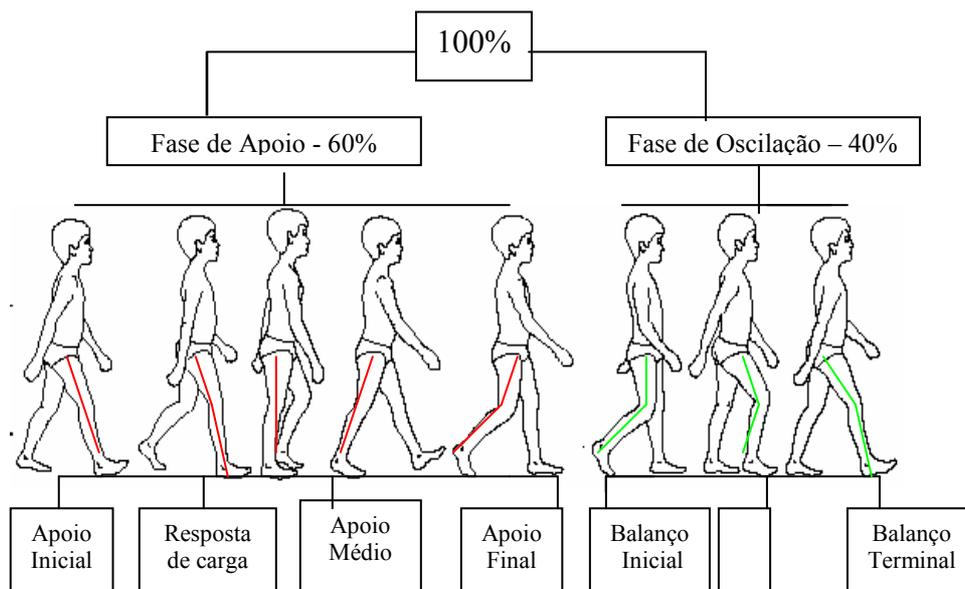


Figura 1 - Ciclo da marcha normal ilustrando os eventos do andar (adaptado de Vaughan Gait Book, www.capes.br, acessado em dezembro 2005).

Para um ciclo de marcha, Rose e Gamble (1998) determinaram as seguintes atividades básicas: transferência de peso, apoio simples e avanço do membro. A transferência de peso de um membro inferior para o outro ocorre nos primeiros 10% do ciclo da marcha durante as subfases de apoio inicial e resposta de carga. O apoio simples ocorre durante as subfases de apoio médio que equivale a 10 – 30% do ciclo de marcha e na subfase de apoio final que corresponde a 30-60% do ciclo da marcha. Durante o apoio simples o peso corporal é totalmente apoiado pelo membro de referência.

O avanço do membro inclui as seguintes fases do ciclo da marcha: apoio final, balanço inicial considerado entre 60-73% do ciclo da marcha, médio balanço de 73-87% do ciclo da marcha e balanço terminal de 87 – 100% do ciclo da marcha.

A marcha também é caracterizada por variáveis lineares e angulares (ROSE e GAMBLE, 1998). As variáveis lineares são: velocidade e cadência (variáveis temporais), tamanho do passo e da passada (variáveis relacionadas à distância). As angulares que estão relacionados ao deslocamento de cada articulação (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Cadência é definida como o número de passos em um intervalo de tempo (passos/min). Comprimento do passo é a distância entre o calcâneo do pé de referência e o calcâneo do pé contra lateral no instante do toque do calcâneo no solo. Comprimento da passada é tido como a distância percorrida durante o tempo de dois toques sucessivos do mesmo pé. Ou seja, cada passada é composta por um comprimento de um passo direito e outro esquerdo (Figura 2). A velocidade da marcha é a velocidade média atingida depois de aproximadamente três passos e é expressa em distância/tempo (m/s) (ROSE; GAMBLE,1998; ALENCAR et al,1999; TONON, 2001).

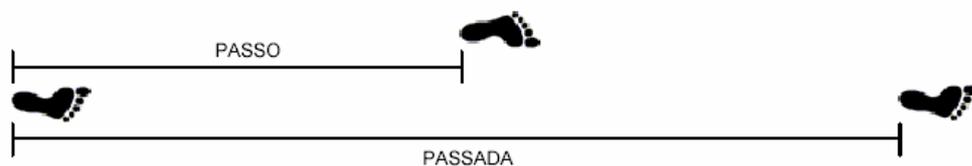


Figura 2 – Definição de passo e passada (adaptado Vaughan: Gait Book, www.capes.br, acessado em dezembro 2005).

Os valores médios para a velocidade, tamanho da passada e cadência encontrados na literatura podem ser visualizados no Quadro 1 .

	Velocidade (m/s)	Comprimento da passada (m)	Cadência passos/min
Winter (1983,1990)	-	1,55	107
Rose e Gamble (1998)	1,53	-	115
Holden et al.(1993)	1,30	1,55	110
Chung (2000)	1,16	1,28	108
Barela,Stolf e Duarte (2005)	1,39	1,32	120

Quadro 1 – Valores médios das variáveis espaço - temporais encontradas na literatura durante uma passada para a marcha em ambiente terrestre.

No contexto das variáveis angulares à medida que ocorre o ciclo da marcha deslocamentos articulares acontecem no espaço (HAMILL; KNUTZEN, 1999). O deslocamento do corpo pelo espaço é descrito como um movimento de translação, decorrente de deslocamentos angulares dos segmentos do corpo ao redor das articulações. Posto que os movimentos de translação são resultantes, entre outros fatores, dos deslocamentos angulares de cada segmento corporal e esses são discerníveis e mensuráveis, eles podem ser usados como um conjunto de parâmetros para a descrição da passada no andar (INMAN; RALSTON ; TODD, 1994).

Durante o movimento da marcha em indivíduos normais o tornozelo inicia o ciclo do andar em posição neutra. Em seguida, estende e, no período de apoio, realiza os movimentos de flexão e extensão de 20 graus, aproximadamente. No período de balanço, esta articulação realiza o movimento de flexão até a posição neutra. O joelho realiza movimentos de flexão e extensão, alternadamente, durante o ciclo do andar. No contato inicial, o joelho se encontra flexionado cerca de 0-5 graus, e a flexão máxima de 65 graus, aproximadamente ocorre no período de balanço. O quadril inicia o ciclo do andar flexionado, realiza o movimento de extensão durante o período de apoio (por volta de 50% do ciclo) e ainda durante o mesmo período realiza o movimento de flexão até o final do ciclo (Figura 3) (O' SULLIVAN; SCHMITZ, 1997; ROSE; GAMBLE,1998).

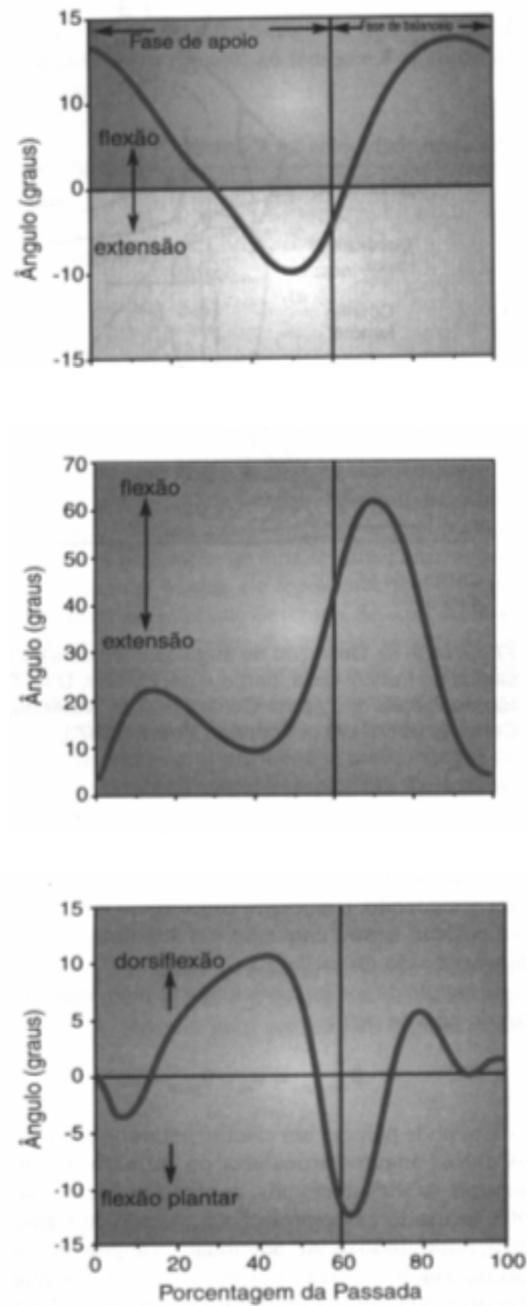


Figura 3 - Curvas dos ângulos do quadril (a), joelho (b) e tornozelo (c) em um ciclo de marcha (Fonte: Hamil; Knutzen, 1999).

Estas características apresentadas são referentes à marcha em ambiente terrestre, não havendo valores normativos para o ambiente aquático. Devido às propriedades físicas da água acredita-se que o comportamento das variáveis da marcha em água se diferencie das do solo.

2.2 Ambiente aquático

A água possui efeitos hidrotérmicos e hidromecânicos (ISRAEL; PARDO, 2000). Estes efeitos são determinados pela temperatura da água, pelo Princípio de Pascal, pelo Princípio de Arquimedes e pelas resistências da água (que envolve as propriedades do meio líquido: viscosidade, tensão superficial, turbulência de fluxo, entre outras), (Figura 4), (BATES; HANSON,1998; ISRAEL; PARDO, 2000; CAMPION, 2000; BECKER; COLE ,2000).

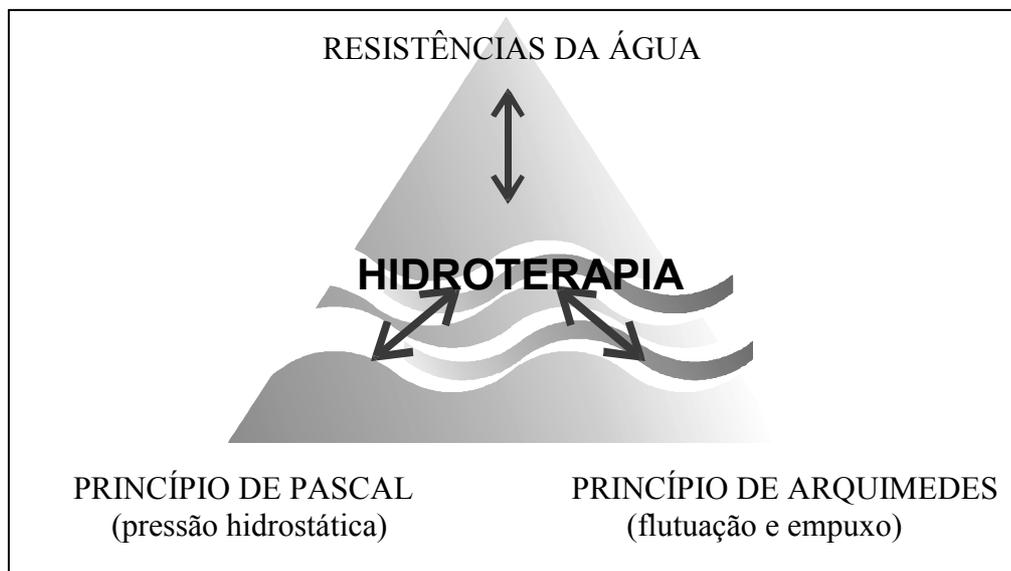


Figura 4 - Modelo das principais propriedades físicas da água que interferem na Hidroterapia (Fonte: Israel, 1998)

O Princípio de Pascal refere-se à pressão que um corpo é submetido quando se encontra imerso em água. Por meio deste princípio tem-se que a pressão do líquido (Pressão Hidrostática) é exercida igualmente sobre toda a área da superfície de um corpo imerso em repouso, a uma dada profundidade. Essa pressão aumenta com a densidade do líquido e com a profundidade e oferece estabilização articular auxiliando o trabalho dos músculos enfraquecidos (INFANTINI; RODRIGUES, 2000; DEGANI, 1998; SKINNER; THOMSON, 1985; MUNSON; YOUNG; OKIISHI, 1997).

Além da pressão hidrostática atuando em corpo imerso tem-se em ambiente aquático o empuxo que é enunciado pelo Princípio de Arquimedes. De acordo com esse princípio quando um corpo está completa ou parcialmente imerso num líquido em repouso, sofre a ação de uma força vertical e oposta à gravidade igual ao peso do volume de líquido deslocado, denominada empuxo. Esta força vertical de sentido para cima é o resultado do gradiente de pressão do

líquido. A força empuxo ocorre em decorrência da pressão do fluido ser maior na base do que no ápice de um corpo (MUNSON; YOUNG; OKIISHI, 1997; TIPLER, 2000).

De acordo com a definição do empuxo pode-se afirmar que um corpo na água está submetido a duas forças que atuam em oposição: a força da gravidade, atuando com o centro de gravidade; a força de flutuação (empuxo), atuando no centro de flutuabilidade. Quando o peso do corpo flutuante iguala-se ao peso do líquido deslocado, e os centros de flutuação e gravidade estão coincidentes, o corpo é mantido em equilíbrio estável, este encontro do centro de flutuação e de gravidade é denominado metacentro (ISRAEL; PARDO, 2000).

Em decorrência da força empuxo o peso corporal aparente (diferença entre o peso do corpo e o empuxo) é reduzido em ambiente aquático de acordo com a profundidade. (GLEIM; NICOLAS 1989; BATES; HANSON, 1998; ROESLER, 2004; KRUEL,1995; BRITO,2003). De acordo com Harrison et al (1992), a redução do peso aparente do corpo imerso na altura da crista ilíaca, do processo xifóide e da C7 corresponde a 25 - 50%, 50-75%, 75-100%, do peso corporal respectivamente (Figura 5).

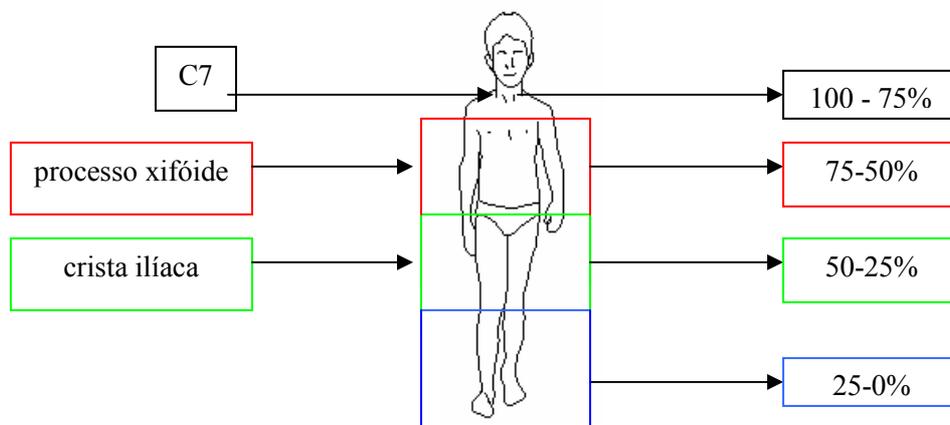


Figura 5 – Representação da redução do peso corporal aparente em ambiente Aquático (adaptado de Harrison *et al.*, 1992).

Além dos efeitos hidrostáticos, o movimento do corpo em relação à água resulta em efeitos hidrodinâmicos que se traduzem em forças de arrasto e propulsão (MUNSON; YOUNG; OKIISHI, 1997).

O arrasto é resultado da viscosidade do fluido e da turbulência e atua na mesma direção do movimento, mas com sentido contrário, exercendo um efeito retardador. Quando o indivíduo move-se para frente à água realizará um movimento para trás impondo resistência

relativa ao movimento (MAGLISHO, 1999). Segundo o mesmo autor, as forças de propulsão atuam na mesma direção e no mesmo sentido do movimento, facilitando-o.

A viscosidade é decorrente do atrito que ocorre entre as moléculas de um líquido e causa resistência ao fluxo deste. Quando um objeto se move num líquido de alta viscosidade, a resistência ao movimento é maior do que aquela quando a viscosidade é menor (MUNSON; YOUNG; OKIISHI, 1997).

Sabe-se que o ar é menos viscoso do que a água, portanto, há mais resistência ao movimento na piscina a terra. Caso a temperatura da água seja elevada sua viscosidade será reduzida, pois as moléculas estarão mais separadas (SKINNER; THOMSON, 1985).

A força de arrasto tem um comportamento bastante sensível à velocidade quando o fluxo passa de um regime dito laminar para um regime turbulento (MUNSON; YOUNG; OKIISHI, 1997). Quando a água se move continuamente, com todas as camadas movendo-se em uma mesma velocidade, diz-se que a água está em fluxo laminar. Nesse tipo de movimento, todas as moléculas estão se movendo paralelamente e seus caminhos não se cruzam. Quando a água se move rapidamente, cria-se um fluxo turbulento e os caminhos paralelos são alterados, formando redemoinhos. Esse fluxo turbulento dependerá da forma do corpo e da velocidade do movimento (MAGLISHO, 1999; MUNSON; YOUNG; OKIISHI, 1997).

Durante a marcha em ambiente aquático é criado um fluxo turbulento em virtude ao corpo humano não apresentar um formato hidrodinâmico perfeito, devido a posição vertical durante a execução da habilidade motora. Esta turbulência ocasiona aumento da resistência ao movimento da marcha, promovendo um gasto energético maior.

Devido a essas propriedades citadas, o andar na água apresenta diferentes características se comparada com a marcha em ambiente terrestre.

2.3 Marcha aquática

Segundo Davis e Harrison (1988), a marcha consiste da translação do centro de gravidade horizontalmente. Para isto, a ação muscular deve desempenhar uma força horizontal para mover este centro e uma força vertical para prevenir que o corpo caia devido ao efeito da gravidade.

Andar em meio aquático faz com que a atuação frente a força vertical (força da gravidade) se torne mais fácil do que a força horizontal. Isto pelo fato de que a força do empuxo faz com que o efeito da gravidade seja reduzido, solicitando assim uma menor

atividade muscular para manter o corpo em pé. Por outro lado, a densidade da água (maior que a do ar), aumenta a resistência ao movimento do corpo (força horizontal) fazendo com que a atividade muscular aumente (ERVILHA, 2002).

Gehm et al (2003), realizaram estudo com 9 indivíduos hígidos de ambos os sexos concluíram que existem diferenças significativas entre o padrão de marcha em ambiente aquático quando comparando com a terra. Conforme variáveis analisadas verificaram-se: que o comprimento da passada, a duração da fase de apoio, as acelerações e desacelerações angulares da coxa, a velocidade angular do tornozelo na fase de acomodação e a amplitude angular na fase de propulsão eram maiores na água do que em terra, e que a velocidade média era significativamente menor em ambiente aquático.

Becker et al (2003), também realizaram análise cinemática desses mesmos parâmetros da marcha aquática levando em consideração duas profundidades e concluíram que para os ambientes terra e água existiam diferenças. Porém, quando compararam as variáveis cinemáticas considerando-se as profundidades não encontraram diferenças significativas entre elas.

Yamamoto et al (1995 apud ERVILHA, 2002) descobriram diferenças entre as forças de reação com o solo durante a caminhada na terra e as caminhadas com a água ao nível do tórax, sendo estas forças reduzidas a 50% durante as caminhadas na água. Ervilha; Duarte e Amadio (2002) verificaram pouca variação angular do joelho em ambiente aquático se comparado ao terrestre e constataram que o pico de velocidade angular do joelho pode chegar a valor três vezes maior na terra em relação a água.

Kruel (1995) demonstrou o percentual médio de redução no peso hidrostático em pessoas submetidas a diferentes profundidades na água e constatou que quando a água está ao nível do quadril a redução média do peso hidrostático foi de 46% enquanto que no nível do processo xifóide a redução do peso foi de aproximadamente 70%.

Para Dulcy (1998), é evidente que há uma redução do peso corporal aparente, secundário ao efeito de redução da ação da gravidade. Esta redução do peso aparente promove diminuição da magnitude das forças internas nas estruturas músculo – esqueléticas e possibilita o início precoce de atividades na água em relação a terra, o que por sua vez acelera o processo de reabilitação, diminuindo o tempo e os custos com o tratamento, e também prevenindo possíveis riscos aos procedimentos cirúrgicos no pós operatório.

Segundo Infantini e Rodrigues (2000), em estudo qualitativo com um indivíduo a amplitude das articulações dos membros inferiores durante as fases da marcha em ambiente aquático mostra-se alterada tanto na fase de oscilação como na fase de apoio.

Os mesmos autores concluíram que a flexão de joelho mostrava-se aumentada e a dorsiflexão diminuída no membro de referência, durante a fase de apoio. Na fase de oscilação ou balanço constataram que a dorsiflexão e a flexão do joelho estavam aumentadas no membro de referência e que a flexão do joelho mostrava-se aumentada principalmente durante o balanço médio.

Em relação ao comprimento da passada verificaram que este mostrava - se diminuído, contradizendo os achados de Becker et al (2003) e Gehm et al (2003). Cabe ressaltar que Infantini e Rodrigues (2000) realizaram seu estudo com um indivíduo do sexo feminino.

2.4 Análise da marcha

A análise de movimentos humanos em seqüência de imagens tem despertado grande interesse em diferentes áreas de conhecimento. Para Barros et al (1995), cada vez mais é necessário que o movimento humano seja estudado em detalhes, de maneira sistemática e com o objetivo de investigação científica.

Sistemas para análise cinemática de movimentos humanos têm sido utilizados como instrumento de diagnóstico em processos terapêuticos de pessoas com distúrbios, deficiências, anomalias ou limitações com reflexos sobre o aparelho motor. Dentre as várias análises utilizadas para investigar o andar, a análise cinemática é a mais utilizada para descrever o movimento (NORKIN, 1993; RAMALHO, 1997).

A análise cinemática da marcha humana procura descrever os padrões de movimento do corpo como um todo e/ou segmentos corporais interrelacionando - os sem se preocupar com as forças envolvidas. Este processo pode ser qualitativo ou quantitativo (RAMALHO, 1997).

Na análise quantitativa cinemática da marcha humana é possível obter dados cinemáticos lineares e angulares de uma passada.

A análise quantitativa linear da marcha procura obter informações referentes as variáveis de distância e tempo, que podem ser comprometidas por fatores tais como: idade, altura, peso, sexo, tipo de calçado utilizado. São calculados nesta análise: velocidade de deslocamento, cadência, comprimento do passo, comprimento da passada, tempo de duplo apoio, tempo de simples apoio.

A cinemática angular preocupa-se em descrever o movimento dos ângulos articulares entre os diferentes segmentos corporais. Para Mac Ginnis (2002), o movimento angular é importante porque a maioria dos movimentos humanos é resultado de movimentos angulares

dos membros sobre as articulações. As variáveis que são analisadas são: ângulos articulares (joelho, tornozelo, quadril, pé, ombro, cotovelo, punho e mão) e velocidades e acelerações angulares.

Dentre os vários métodos existentes para realizar a análise cinemática, a cinemetria é o mais amplamente utilizado. A cinemetria é a metodologia biomecânica que possibilita determinar a posição e a orientação dos segmentos corpóreos no espaço (LOSS et al, 1999).

Os sistemas de imagem registram o objeto em quadros seqüências baseiam-se em técnicas fotogramétricas que permitem a posterior reconstrução bi ou tridimensional do movimento realizado (COSTA; AMADIO, 1995).

Para as aquisições dos dados por meio da cinemetria é necessário identificar, através da colocação de marcadores pontos anatômicos estratégicos que determinam os eixos internos dos segmentos considerados (DURWARD et al, 2001). Os marcadores podem ser divididos basicamente em dois grupos: marcadores ativos e passivos. Os marcadores ativos são compostos por LED's que no caso da análise da marcha emitem luz infravermelha ao sensor, os passivos são refletores e podem refletir a luz ambiente ou uma fonte de luz estrategicamente posicionada (ROSE; GAMBLE, 1998).

Segundo Winter (1990), para a análise da marcha humana é necessário localizar nos indivíduos a serem avaliados pontos específicos que determinam os segmentos corpóreos. O mesmo autor sugere os seguintes pontos: pé, perna, coxa e CBT (cabeça, braços e tronco). O segmento pé é determinado pelo maléolo lateral e cabeça do 2º metatarso, a perna através do côndilo femoral lateral e maléolo lateral, a coxa pelo trocânter maior e côndilo femoral lateral e CBT através do trocânter maior e articulação glenoumeral.

Para a realização das filmagens, também é necessário marcas de referências com coordenadas espaciais previamente conhecidas no ambiente a ser filmado (BARROS; BRENZIKOFER; FIGUEROA, 2003).

Uma vez obtidas as imagens digitais dos registros feitos deve ser aplicado algum *software* de visualização e marcação de pontos em imagens para que a medição das projeções dos pontos de interesse gravados em cada uma das câmeras possa ser feita, com o objetivo de obter as imagens através da reconstrução fotogramétrica. No caso da análise de marcha, o sistema capta as imagens separadas do indivíduo em cada intervalo sucessivo de tempo durante o ciclo de marcha (FIGUEROA; BARROS; BRENZIKOFER, 1999, PATERNIANI et al, 1999; MORAES, 2000).

Os métodos de processamento de imagens representam o único instrumento para a identificação de parâmetros cinemáticos isentos de efeito retroativo, ou seja, livre da

interferência do instrumento de medida sobre o comportamento a ser medido (COSTA; AMADIO, 1995).

A análise da marcha em ambiente aquático por meio da cinemetria faz-se necessária uma vez que o ambiente aquático apresenta diferenças decorrentes das suas propriedades físicas em relação ao ambiente terrestre. Por meio desta análise, os profissionais fisioterapeutas estabelecem parâmetros de movimento em ambiente aquático e planejam adequadamente a reabilitação dos seus pacientes.

3 METODOLOGIA

Neste capítulo são apresentados os aspectos metodológicos do estudo. Está dividido em: local do estudo, sujeitos, materiais e equipamentos, delineamento da pesquisa, variáveis e tratamento estatístico.

3.1 Local do estudo

O presente estudo foi realizado no setor de Hidroterapia da Clínica Escola do Curso de Fisioterapia, no Laboratório de Comunicação Social e no Laboratório de Engenharia de Reabilitação da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, na cidade de Curitiba. A coleta de dados ocorreu entre janeiro e fevereiro de 2006.

3.2 Sujeitos

Participaram deste estudo 20 indivíduos hígidos, voluntários, do sexo masculino, com idade média de 24 anos ($\pm 3,26$), altura média de 1,75 m ($\pm 0,05$), peso médio de 69,6 kg e Índice de Massa Corpórea (IMC) igual a 22,72 kg/m² ($\pm 2,19$). Um sujeito foi excluído por não apresentar dissociação de cintura escapular o que impossibilitou a recuperação do ponto anatômico referente ao trocânter maior do fêmur. A amostra do estudo foi composta por 19 sujeitos.

Este estudo respeitou a Resolução 196/96 do CONEP e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR sob o registro no CEP nº 424 (Anexo A). Cada indivíduo tomou conhecimento do procedimento a ser realizado e assinou um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo B).

Os critérios de inclusão foram: sujeitos sem alterações no padrão da marcha e sem limitações físicas dos sistemas osteomioarticulares, nervoso e/ou cardiopulmonar diagnosticados que pudessem interferir no desempenho da marcha.

Os critérios de exclusão foram: impossibilidade de participar de uma das etapas da pesquisa, alergia ao cloro, incontinência urinária e/ou fecal, doenças dermatológicas e úlceras de pele.

3.3 Delineamento

Para a realização da coleta de dados os sujeitos que se dispuseram fazer parte do estudo foram submetidos inicialmente a uma avaliação, denominada etapa a. Esta etapa permitiu verificar se os indivíduos se enquadravam aos critérios de inclusão do estudo. Os sujeitos selecionados foram submetidos a coleta de dados da marcha em ambiente terrestre (etapa b) e em ambiente aquático (etapa c).

a) Avaliação dos sujeitos

Para a avaliação dos sujeitos foi utilizada uma ficha (Anexo C) elaborada para o estudo. Por meio desta ficha foi possível foram coletados os seguintes dados: nome (registrado de maneira codificada), idade, peso, altura, índice de massa corpórea (IMC), anamnese, ângulos articulares de flexão/extensão de quadril, joelho e tornozelos, obtidos através da goniometria, que permitiu verificar se os indivíduos não apresentavam limitações de amplitude de movimento nas articulações avaliadas.

Os valores da goniometria de cada sujeito, obtidos na avaliação, foram comparados com valores normativos mostrados no Quadro 2.

Articulação	Movimento/ângulo articular	
Quadril	Flexão (0-125°)	Extensão (0-10°)
Joelho	Flexão (0-140°)	Extensão 0°
Tornozelo	Flexão (0 – 20°)	Extensão (0 – 45°)

Quadro 2– Valores angulares normativos para a articulação do quadril, joelho e tornozelo (Marques,1997).

Todos os indivíduos também foram submetidos à avaliação subjetiva da marcha através da observação. Para esta avaliação foi solicitado aos indivíduos que caminhassem em uma passarela de 4,0 X 1,0 m delimitada no chão da sala de avaliação quantas vezes o avaliador achasse necessária. O avaliador manteve uma distância de 1m da passarela. Por meio desta avaliação foi possível constatar se os sujeitos apresentavam alterações em uma das fases da marcha.

A seleção dos sujeitos foi realizada na Clínica de Fisioterapia da PUCPR, em uma sala destinada a avaliações com área de 12 m² e sem controle de temperatura ambiente e sujeita a variação climática do dia.

Com a realização desta avaliação foi possível selecionar os sujeitos que participariam do estudo.

b) Coleta de dados em ambiente terrestre

Para a análise da marcha em ambiente terrestre foi necessário marcar pontos anatômicos nos indivíduos através do uso de marcadores auto-adesivos da cor branca, com dimensão igual a 3,5 cm x 3,5 cm. A cor branca foi escolhida para este estudo em decorrência a maior reflexão de luminosidade.

A escolha dos pontos anatômicos foi baseada no modelo bidimensional de quatro segmentos, de acordo com Winter (2005). Neste modelo os membros superiores e o tronco são representados como um único segmento denominado CBT (cabeça, braços e tronco) e o membro inferior dividido em três segmentos: coxa, perna e pé.

O segmento CBT é definido pelo trocânter maior do fêmur e articulação glenoumeral, a coxa por meio do trocânter maior e côndilo femoral lateral, a perna pelo côndilo femoral lateral e maléolo lateral da fíbula e o pé pelo maléolo lateral da fíbula e a cabeça do V metatarso.

Os pontos marcados nos indivíduos, de acordo com o modelo utilizado, podem ser visualizados na Figura 6.

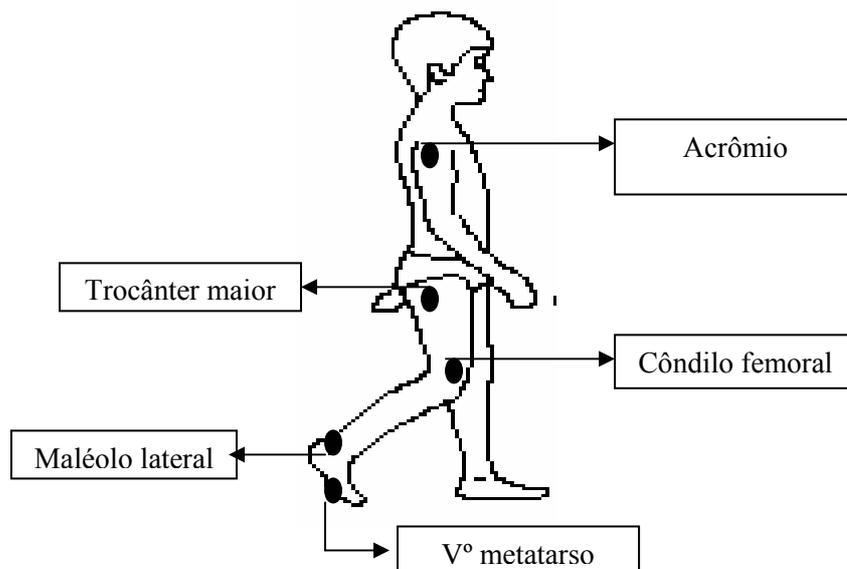


Figura 6 – Posição dos pontos anatômicos de acordo com o modelo dos quatro segmentos.

Após marcar os pontos referentes a cada segmento a distância entre cada marcador foi mensurada e anotada na ficha de avaliação para garantir que as mesmas posições dos pontos anatômicos fossem registradas no ambiente aquático.

Para a filmagem da marcha em solo, foi utilizada uma passarela de 4,0 x 1,10 m de comprimento e largura respectivamente, delimitada com fita adesiva. A uma distância de 4,20 m desta passarela foi posicionada uma câmera digital (a) da marca Panasonic PV-GS12LB-S 9, com frequência de 60 Hz, com foco perpendicular ao plano de deslocamento.

Dentro do plano de visão da câmera de vídeo utilizada foi posicionado um objeto de calibragem de 1,60m x 2,00m (comprimento e altura respectivamente) com 30 pontos espaçados, a distância entre cada ponto era igual a 40 cm. Este calibrador permitiu recuperar as dimensões reais dos segmentos corporais a partir das imagens digitalizadas.

Antes de iniciar a aquisição das imagens cada indivíduo foi orientado a caminhar a uma velocidade de sua própria escolha e executou a atividade de caminhar quantas vezes julgassem necessárias para que se familiarizassem com a tarefa.

Esta etapa foi realizada no Laboratório de Comunicação Social da PUCPR.

O arranjo experimental para esta etapa pode ser visualizado na Figura 7.

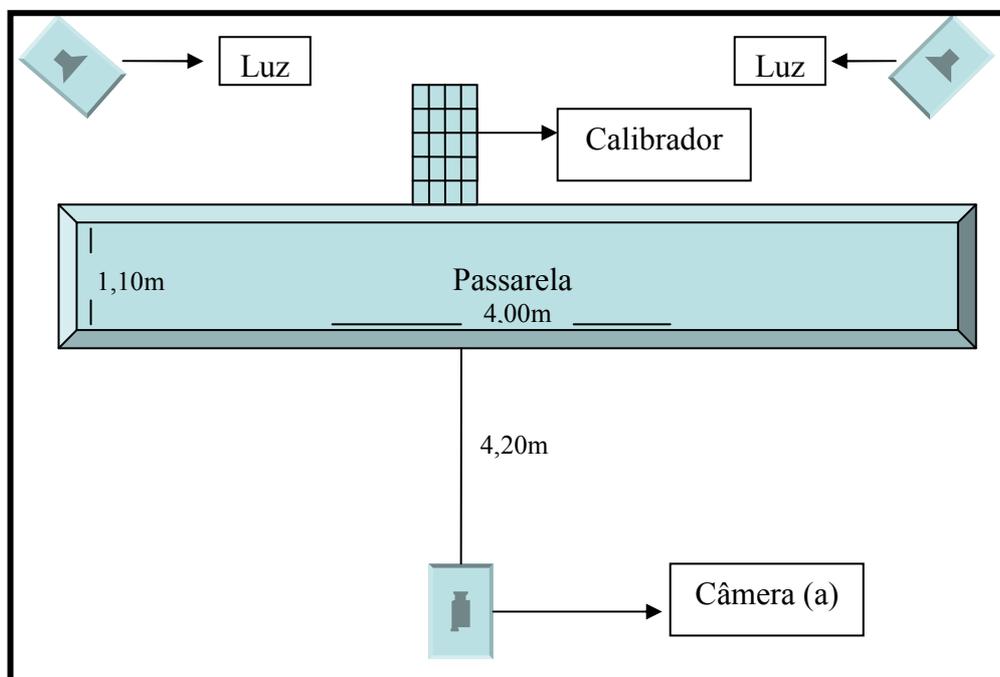


Figura 7 – Representação esquemática do arranjo experimental para aquisição dos dados em ambiente terrestre (AT).

c) Coleta de dados da marcha em ambiente aquático

Uma semana após a coleta de dados em ambiente terrestre os participantes foram submetidos à coleta em ambiente aquático. Para a filmagem neste ambiente foram marcados em todos os indivíduos os pontos anatômicos de acordo com o modelo utilizado em solo. Cada indivíduo foi orientado a caminhar em uma passarela de 4,0 m x 0,75 m de comprimento e largura respectivamente, demarcada com uso de fita adesiva nas bordas externas da piscina, a uma velocidade de sua própria escolha. O nível da água foi mantido na altura do processo xifóide e foi regulado para cada sujeito por meio do esvaziamento da piscina.

Para a aquisição das imagens foram utilizadas duas câmeras de vídeo digital. Uma das câmeras (a), da marca Panasonic PV-GS12LB-S 9, com frequência de 60 Hz, foi inserida em uma caixa estanque da marca Croma, e posicionada no interior da piscina a uma distância de 5 m de comprimento da passarela utilizada pelos participantes. A outra câmera (b), da marca JVC – GRD-72R, com frequência de 60 Hz, foi posicionada fora da piscina a uma distância de 6,0 m de comprimento da borda contra lateral a passarela. No plano de visão das câmeras foi posicionado o mesmo calibrador utilizado em AT.

Antes de iniciar a aquisição das imagens cada participante foi ambientado à atividade a ser realizada, executando a atividade de caminhar quantas vezes julgassem necessárias

Foi utilizado durante as filmagens um dispositivo de sincronização de imagens e um contador de passadas, que foram posicionados no plano de visão das câmeras. Estes objetos permitiram sincronizar as imagens obtidas pelas duas câmeras de vídeo utilizadas nesta etapa.

Para esta avaliação foi utilizada a piscina do setor de Hidroterapia da Clínica Escola do Curso de Fisioterapia da PUCPR com dimensões iguais a 4,0 m x 6,0 m de largura e comprimento respectivamente.

O arranjo experimental para esta etapa pode ser visualizado na Figura 8.

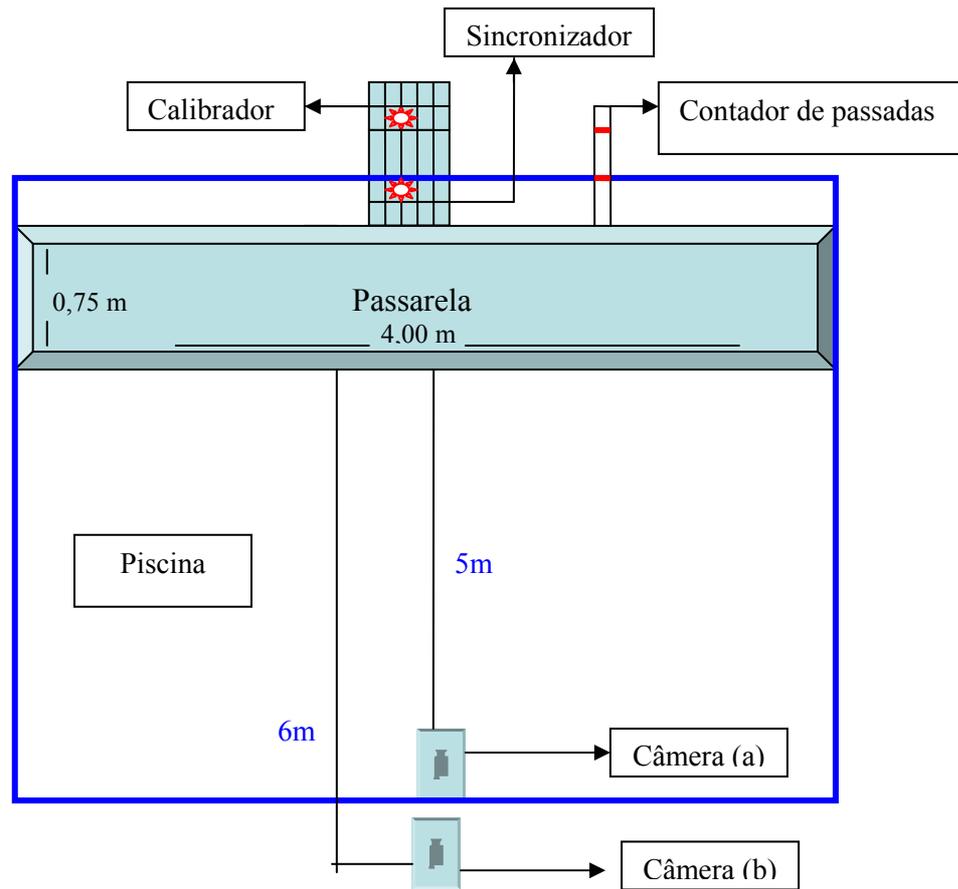


Figura 8 – Representação esquemática do arranjo experimental para aquisição dos dados em ambiente aquático (AA).

3.4 Procedimento de análise dos dados

Após as aquisições das imagens em ambos os ambientes, estas foram transferidas para um computador com o auxílio do *software Adobe Premier-Pro versão 7.0*.

Para cada sujeito, foram selecionados 3 ciclos de marcha, em cada frame do ciclo da marcha, as posições dos marcadores foram recuperadas utilizando um programa desenvolvido pelo grupo de pesquisa no ambiente MATLAB. O procedimento para a transformação das coordenadas reais dos dados adquiridos foi baseado no método de calibração de transformação linear direta (DLT, “*direct linear transformation*”). As imagens solo-água provenientes das duas filmadoras foram sincronizadas pelo software utilizando-se os sinais luminosos.

Uma vez recuperadas as coordenadas, foi possível calcular as variáveis lineares e as trajetórias dos ângulos articulares.

3.4.1 Cálculo dos ângulos articulares e variáveis lineares

Neste estudo, assumiu-se a simetria entre os dois lados do corpo na marcha a fim de obter os valores angulares e lineares segundo o procedimento descrito em Winter (2005). Considerando-se esta simetria, tomou-se o hemídio direito do sujeito como referência.

As variáveis angulares, o tamanho da passada e o tempo da passada foram fornecidos pelo *software* de análise da marcha utilizado neste estudo.

As variáveis angulares foram obtidas de acordo com a Figura 9.

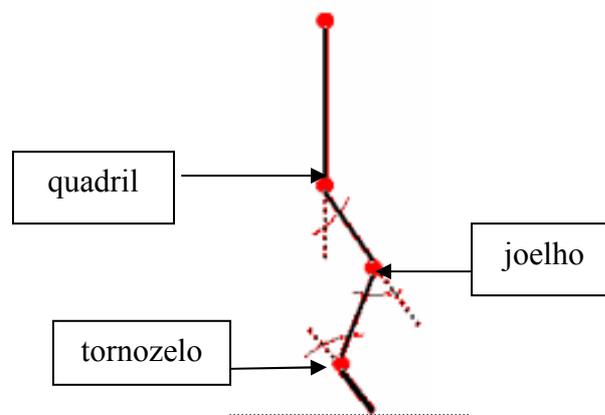


Figura 9 – Definição dos ângulos articulares

O tamanho da passada foi obtido por meio da distância do calcanhar do membro inferior de referência no momento em que este toca ao solo até o momento que este toca novamente ao solo.

Conhecendo-se a variável tempo e o tamanho da passada, foi possível estimar a velocidade média do ciclo de marcha, assumindo que esta era constante de acordo com a equação 1:

$$v = \frac{x}{t} \quad (1)$$

Onde:

- v é a velocidade média do ciclo da marcha
- x o tamanho da passada
- t o tempo da passada

O número de passos/min (cadência) foi obtido de acordo com a equação 2:

$$cadência = \frac{(60s)X(2passos)}{t} \quad (2)$$

Onde:

- t é o tempo da passada de cada indivíduo.

Para cada sujeito foi calculada para cada variável a média de três passadas e em seguida a média de todos os sujeitos.

Os dados obtidos foram filtrados com um filtro passa-baixa de ordem 10, com frequência de corte de 1.5 Hz.

3.5 Procedimento de análise dos resultados

Para a análise qualitativa e quantitativa das variáveis angulares em ambiente terrestre e aquático o ciclo da marcha (100%) foi dividido em suas fases e subfases de acordo com Rose e Gamble (1998). Considerou-se que a fase de apoio e balanço para o ambiente aquático e terrestre era de 60% e 40% respectivamente.

A fase de apoio equivalente a 60% do ciclo foi subdividida em fase de apoio inicial (10% iniciais do ciclo), apoio médio (10% a 30% do ciclo), apoio final (30% a 60% do ciclo). A fase de balanço correspondente aos 40% finais do ciclo da marcha subdividido em: balanço inicial (60 a 73% do ciclo), balanço médio (73% a 87% do ciclo) e balanço final (87% a 100% do ciclo).

Após aquisição dos resultados, foram empregadas técnicas de estatística descritivas, sendo estas separadas em: medidas de posição e tendência central (média) e medidas de variabilidade (variância, desvio padrão e coeficiente de variação).

Para verificar se a amostra apresentava distribuição normal e possibilitar a aplicação do *Teste - t* pareado, foi utilizado o teste de *Shapiro - Wilk*. Para a igualdade ou homogeneidade entre as variâncias para o Ambiente aquático e o Terrestre foi aplicado o Teste de Fisher (Teste F). Para verificar a diferença entre as médias do ambiente aquático e ambiente terrestre foi aplicado *Teste t* – pareado. O nível de confiança para estes testes foi fixado em 95% ($p < 0,05$).

Para constatar em qual ambiente a variação foi maior em relação as variáveis lineares também foi aplicado o coeficiente de variação, calculado através do desvio padrão dividido pela média.

4 RESULTADOS

Neste capítulo, são apresentados os resultados em relação às características da marcha em ambiente aquático e ambiente terrestre. Para melhor compreensão dos dados, estes foram subdivididos em variáveis lineares e variáveis angulares.

4.1 Variáveis lineares

A Tabela 1 apresenta a média dos dados lineares da passada, tempo da passada, velocidade e cadência para o ambiente aquático (AA) e ambiente terrestre (AT) e o p valor para cada variável analisada.

Tabela 1 – Média dos dados lineares para os sujeitos da pesquisa (n = 19) obtidos em ambiente terrestre (AT) e aquático (AA).

	AT	AA	p -valor
Comprimento Passada (m)	1,56 ±0,11	1,14 ±0,17	< 0,05
Tempo Passada (s)	1,10 ±0,07	2,63 ±0,35	< 0,05
Velocidade Passada (m/s)	1,43 ±0,13	0,44 ±0,07	< 0,05
Cadência(passos/min)	110 ±7,49	46,48 ±6,39	< 0,05

De acordo com o teste *t* – *pareado*, todas as variáveis da Tabela 1 diferem significativamente entre as condições experimentais ($p < 0,05$). A passada, a velocidade e a cadência dos sujeitos em ambiente aquático são menores em relação aos valores encontrados em ambiente terrestre. Em relação ao tempo da passada os sujeitos levaram um tempo maior para caminhar em AA.

A Tabela 2 demonstra os valores referentes ao coeficiente de variabilidade inter-sujeitos para cada variável linear analisada.

Tabela 2 - Coeficiente de variabilidade referente às variáveis lineares em ambiente terrestre (AT) e ambiente aquático (AA).

	AT	AA
Comprimento Passada (m)	7%	15%
Tempo Passada (s)	1%	13%
Velocidade Passada (m/s)	7%	17%
Cadência(passos/min)	1%	14%

Considerando-se a homogeneidade das variâncias, a passada, o tempo e a velocidade apresentaram diferença significativa entre o AA e o AT ($p < 0,05$), ou seja, não variam da mesma forma em AA e AT. Para a variável cadência não foi encontrada diferença significativa em relação à homogeneidade das variâncias.

Nota-se que o coeficiente de variabilidade em água foi maior quando comparado ao ambiente terrestre, ou seja, os valores encontrados para os sujeitos em ambiente aquático apresentaram uma variação maior para todas as variáveis analisadas. Os valores encontrados para o AT estão de acordo com os valores estimados pela literatura.

4.2 Variáveis angulares

4.2.1 Articulação do Quadril

Na Figura 10 são mostradas as curvas médias dos ângulos articulares do quadril em AT e AA.

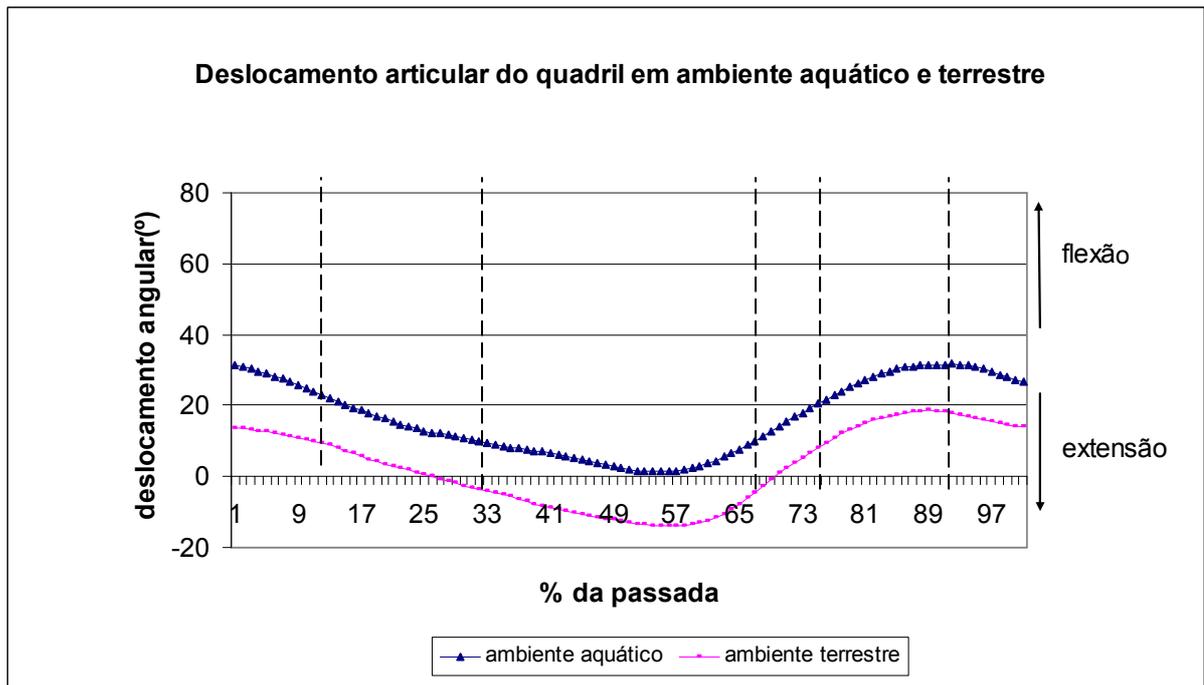


Figura 10 – Curvas médias dos ângulos articulares do quadril em ambiente terrestre (AT) e ambiente aquático (AA). As linhas verticais delimitam da esquerda para a direita as subfases da marcha: apoio inicial, médio e final e balanço inicial, médio e final.

O deslocamento angular do quadril em ambiente aquático apresenta diferença em relação ao ambiente terrestre durante todo o ciclo de marcha. Em ambiente aquático a flexão articular apresentada pelo quadril é maior nas subfases de apoio inicial e médio, balanço médio e final. Na subfase de apoio final e balanço inicial, percebe-se que o quadril em ambiente aquático realiza uma extensão articular menor a apresentada em ambiente terrestre, neste ambiente o quadril alcança no apoio final e parte do balanço inicial valores angulares referentes à hiperextensão da articulação, não ocorrendo o mesmo para o ambiente aquático.

O comportamento da articulação do quadril em AA e AT também pode ser verificado por meio da média dos valores máximo, mínimo, ADM's e ângulos articulares, dos sujeitos, em cada fase e subfase do ciclo de marcha de acordo com as Figuras 11 (a) a 11 (f).

Quadril Apoio Inicial - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

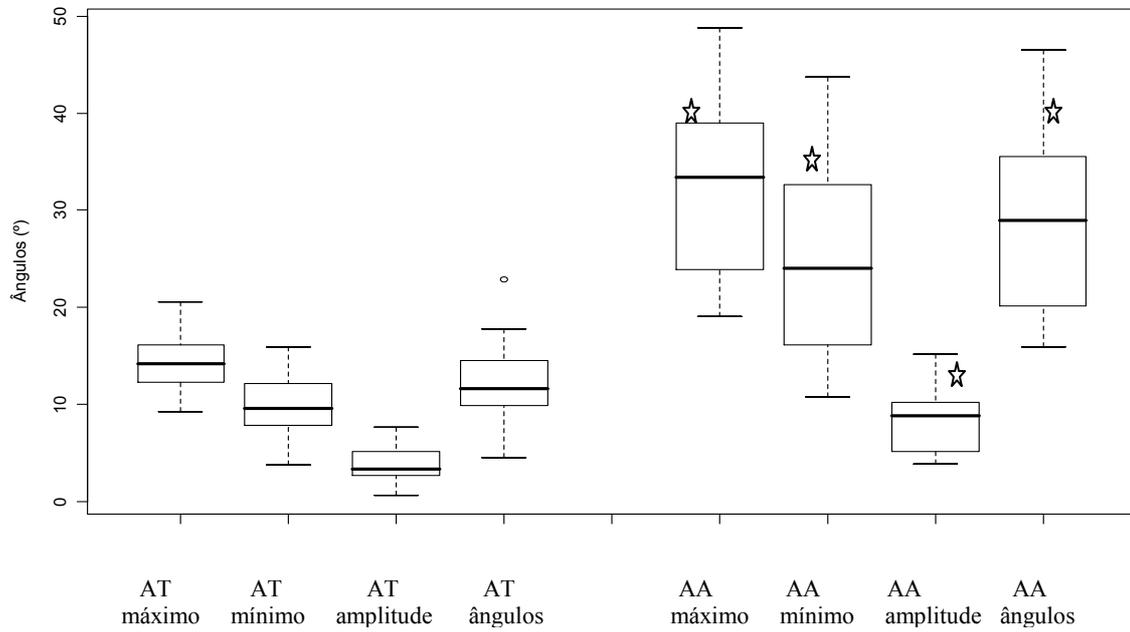


Figura 11(a) – Comparação de todas as variáveis do quadril na subfase de apoio inicial. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆

Quadril Apoio Médio - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

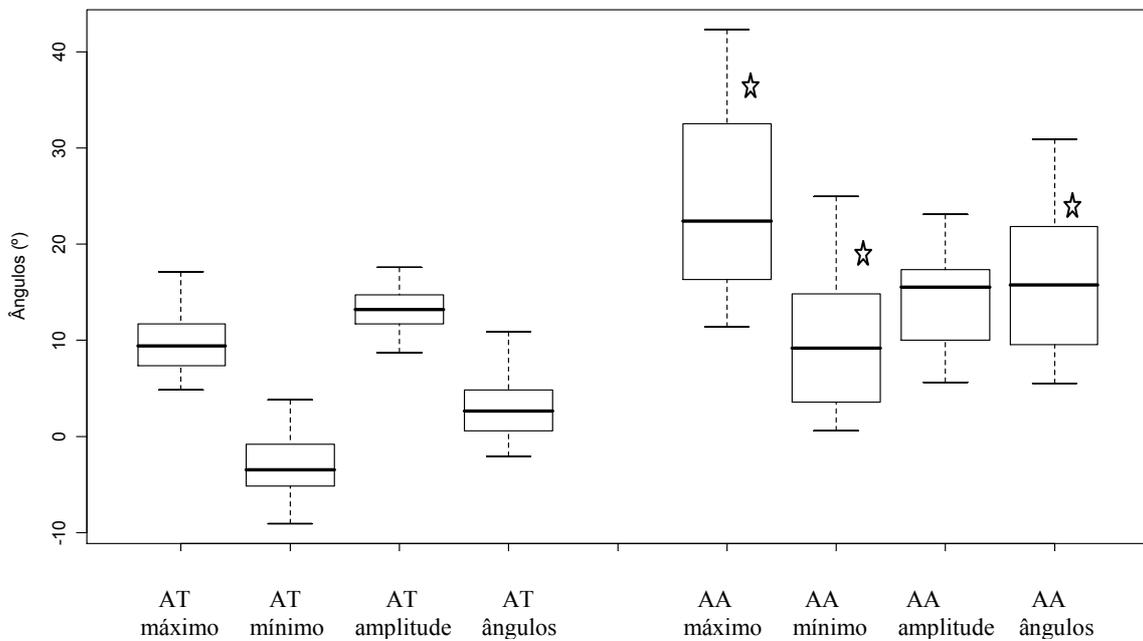


Figura 11(b) – Comparação de todas as variáveis do quadril na subfase de apoio médio. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Quadril Apoio Final - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

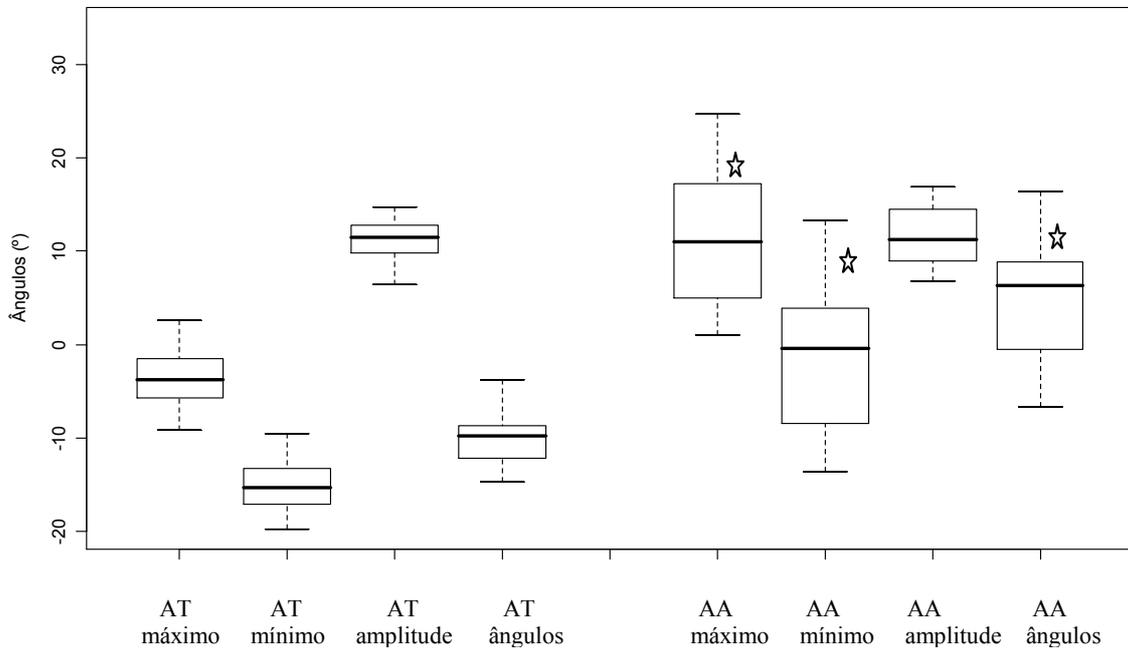


Figura 11(c) – Comparação de todas as variáveis do quadril na subfase de apoio final. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Quadril Balanço Inicial - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

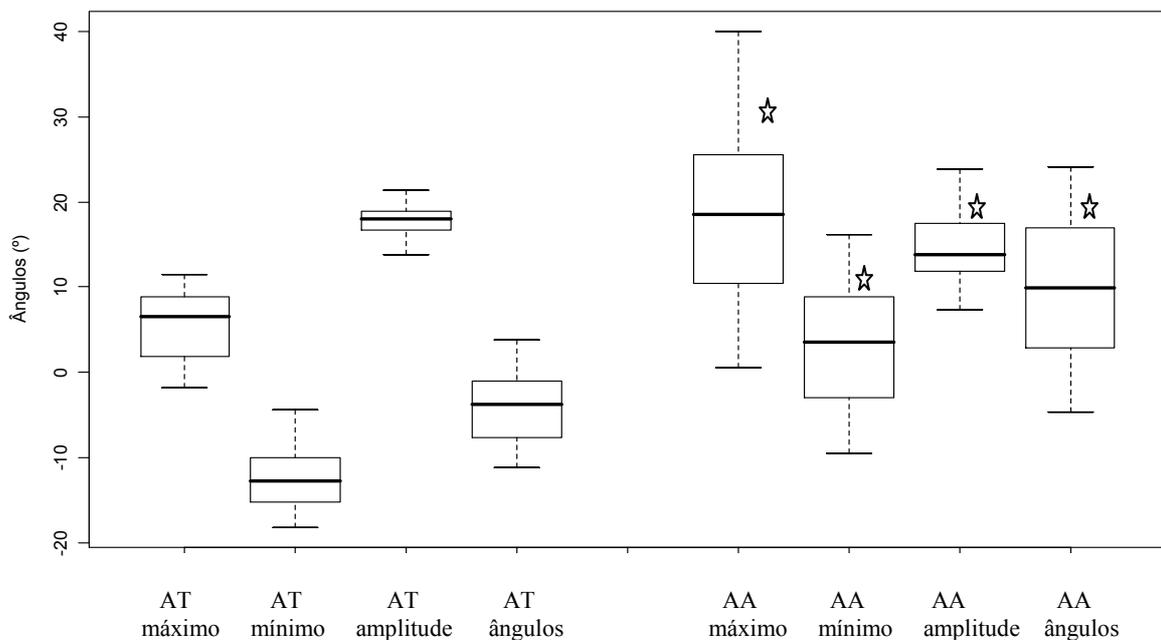


Figura 11(d) – Comparação de todas as variáveis do quadril na subfase de balanço inicial. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Quadril Balanço Médio - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

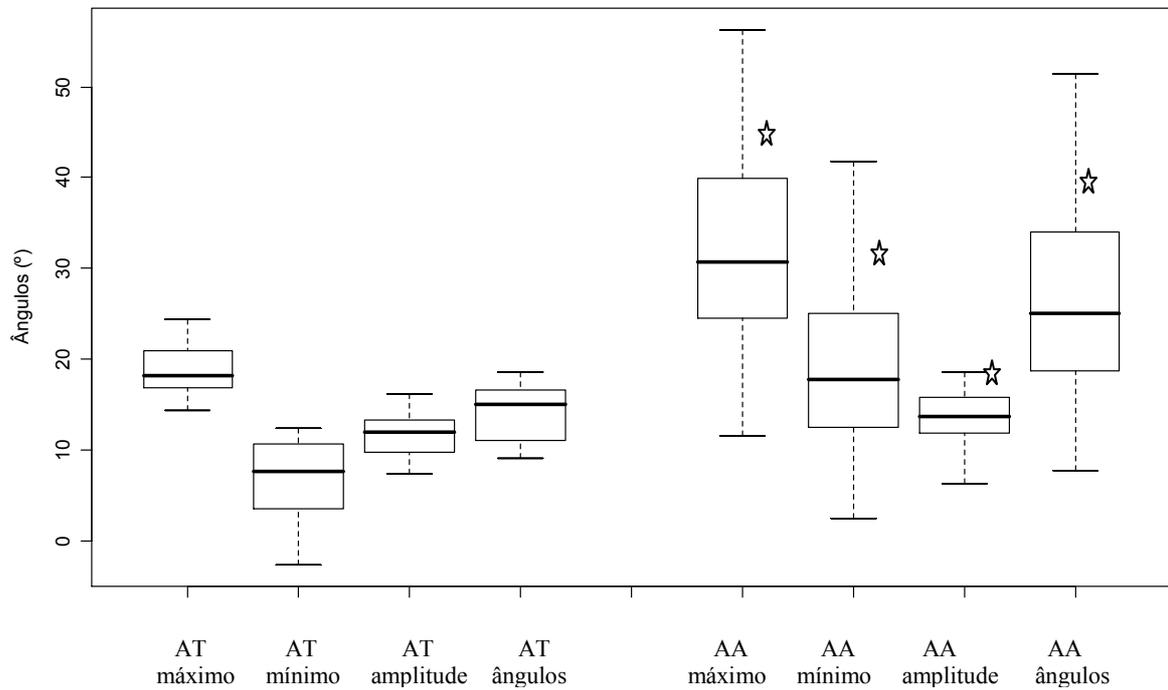


Figura 11(e) – Comparação de todas as variáveis do quadril na subfase de balanço médio. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Quadril Balanço Final - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

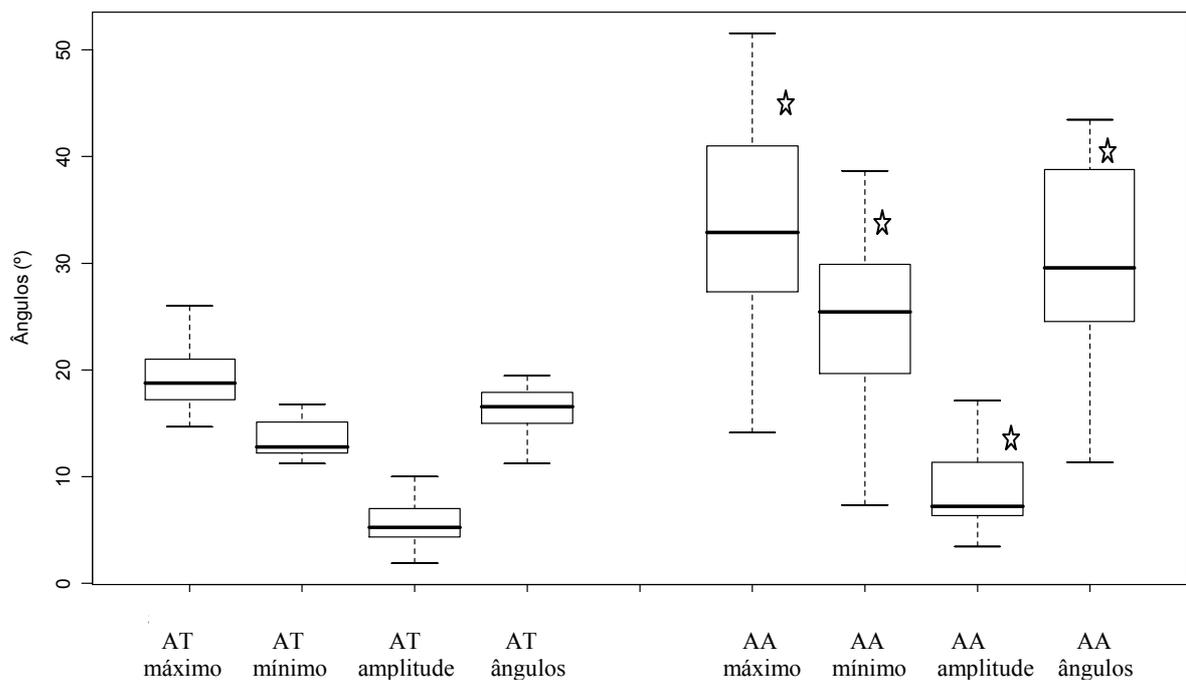


Figura 11(f) - Comparação de todas as variáveis do quadril na subfase de balanço final. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

De acordo com o *Teste t – pareado* a variável amplitude de movimento durante o apoio médio e final e balanço inicial não apresentam diferença significativa entre os ambientes aquático e terrestre. As demais AT (p variáveis da Tabela 4 apresentam diferenças entre as médias para os AA e $<0,05$).

Pode-se perceber que o comportamento da articulação do quadril em AA é diferente do comportamento apresentado em AT em relação às médias angulares e médias das amplitudes de movimento. As diferenças para as médias angulares são visíveis durante todas as subfases da marcha e a diferença da amplitude de movimento é evidenciada para as subfases de apoio inicial, balanço médio e final.

4.2.2 Articulação do Joelho

As curvas médias dos ângulos do joelho em AA e AT podem ser visualizadas na Figura 12.

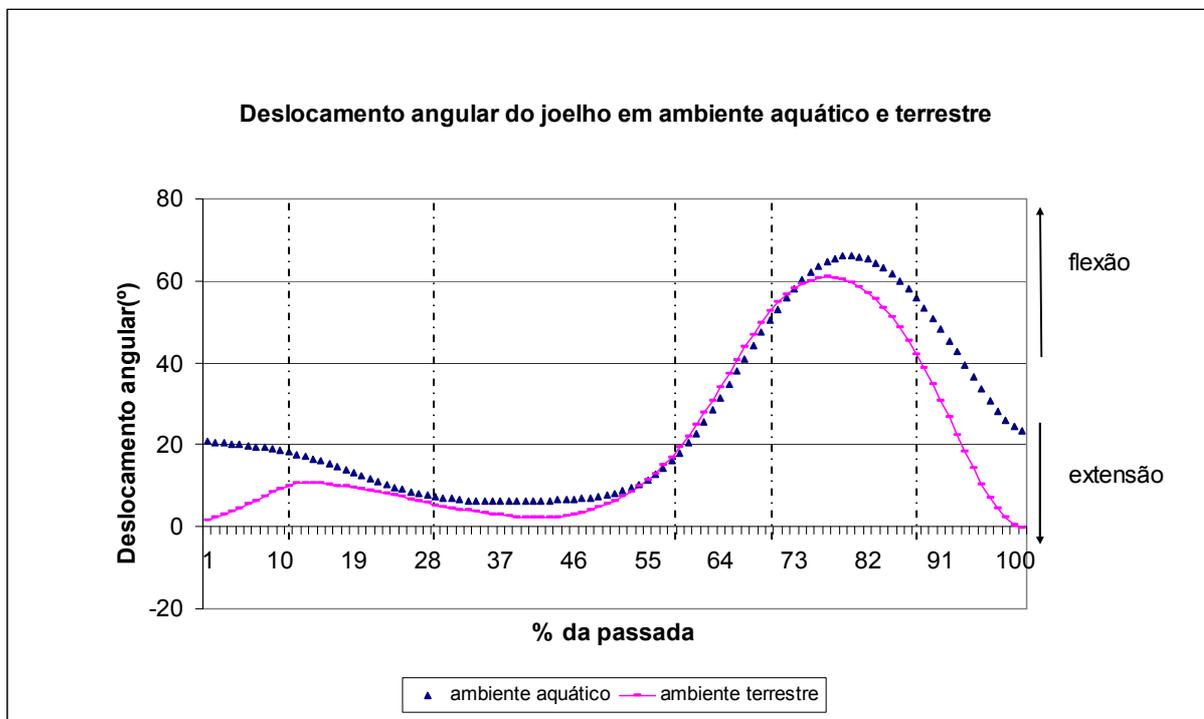


Figura 12 – Curvas médias dos ângulos articulares do joelho em ambiente terrestre e aquático. As linhas verticais indicam da esquerda para a direita as subfases da marcha: apoio inicial, médio e final, e balanço inicial, médio e final.

Ao comparar a articulação do joelho em ambiente aquático e terrestre verifica-se que a diferença entre os ambientes encontra-se durante a subfase de apoio inicial, apoio final e balanço final. Em ambiente aquático a articulação do joelho inicia o movimento com flexão enquanto que em ambiente terrestre dá início ao movimento com extensão articular. Na subfase de apoio final o joelho em ambiente aquático realiza uma extensão articular menor a realizada em ambiente terrestre ocorrendo o mesmo para o balanço final.

Nas figuras 13(a) a 13 (f) são apresentados à média dos valores máximos, mínimos, ADM 's e ângulos da articulação do joelho para cada fase e subfase do ciclo da marcha.

Joelho Apoio Inicial - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

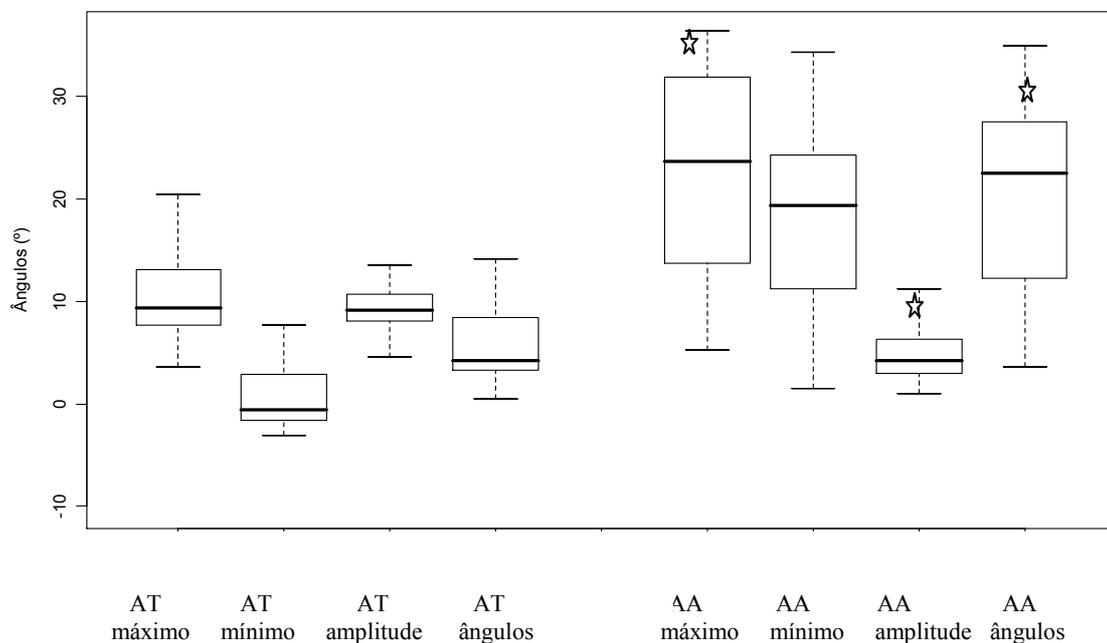


Figura 13(a) – Comparação de todas as variáveis do joelho na subfase de apoio inicial. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ★.

Joelho Apoio Médio - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

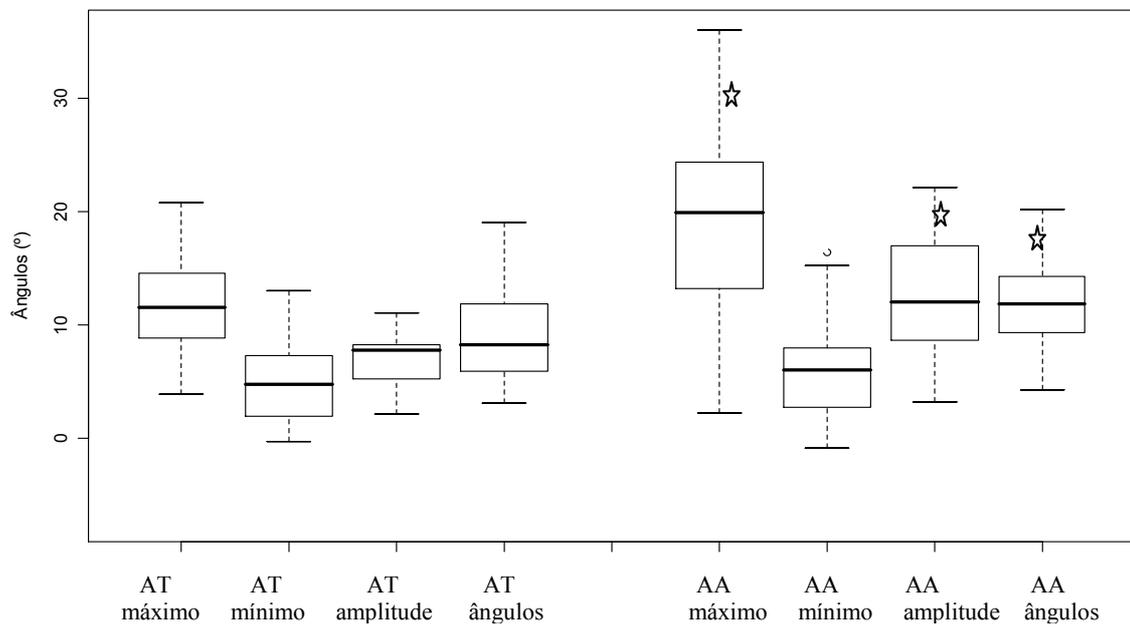


Figura 13(b) – Comparação de todas as variáveis do joelho na subfase de apoio médio. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Joelho Apoio Final - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

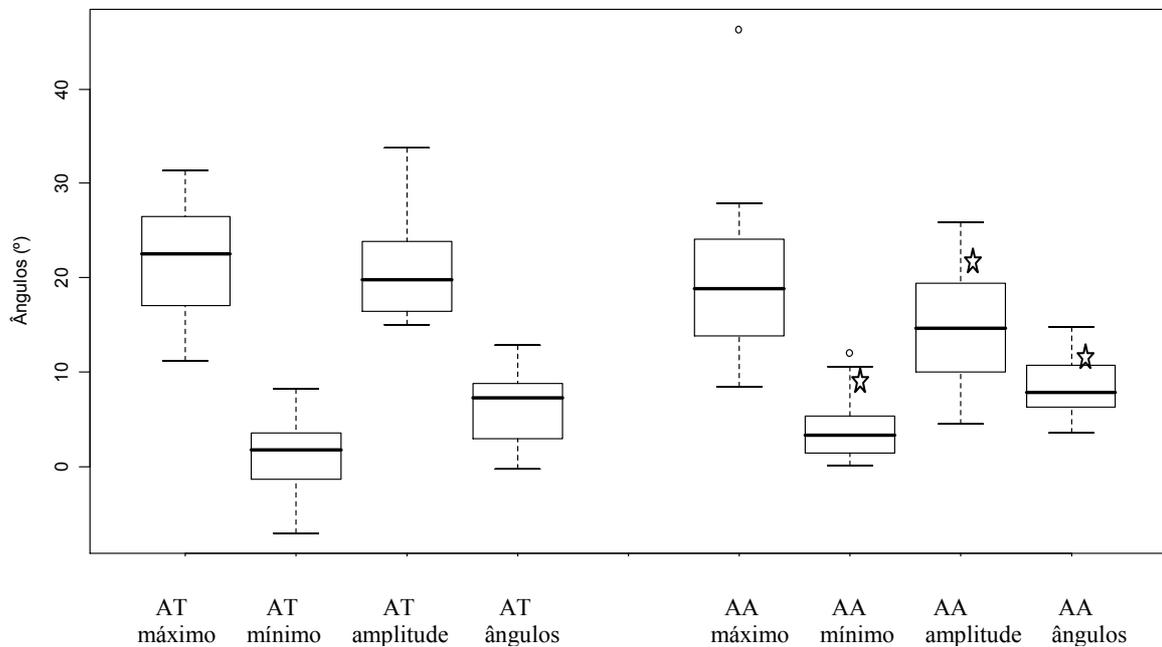


Figura 13(c) – Comparação de todas as variáveis do joelho na subfase de apoio final. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Joelho Balanço Inicial - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

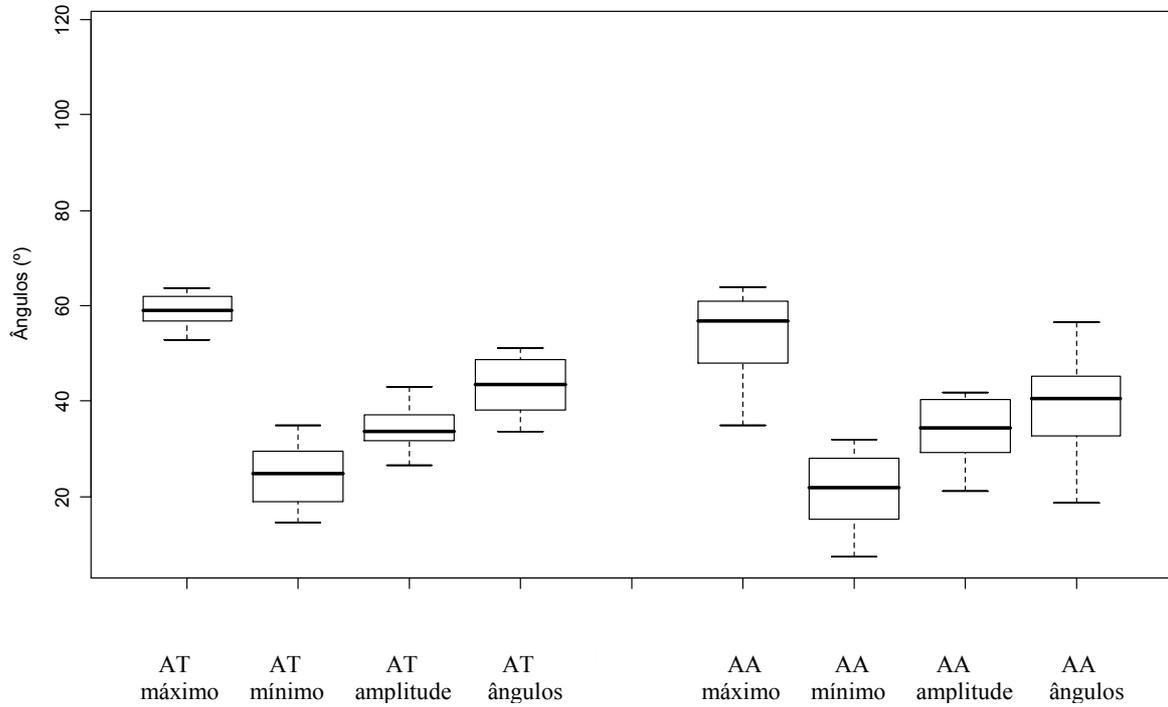


Figura 13(d) – Comparação de todas as variáveis do joelho na subfase de balanço inicial. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Joelho Balanço Médio - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

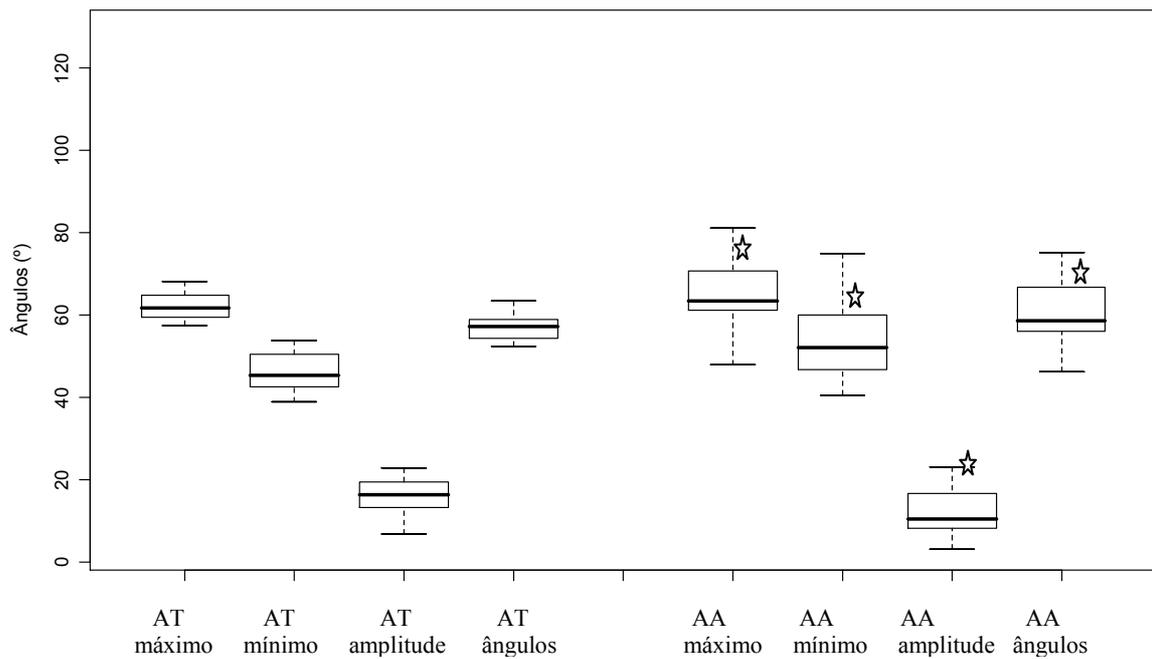


Figura 13(e) – Comparação de todas as variáveis do joelho na subfase de balanço médio. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Joelho Balanço Final - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

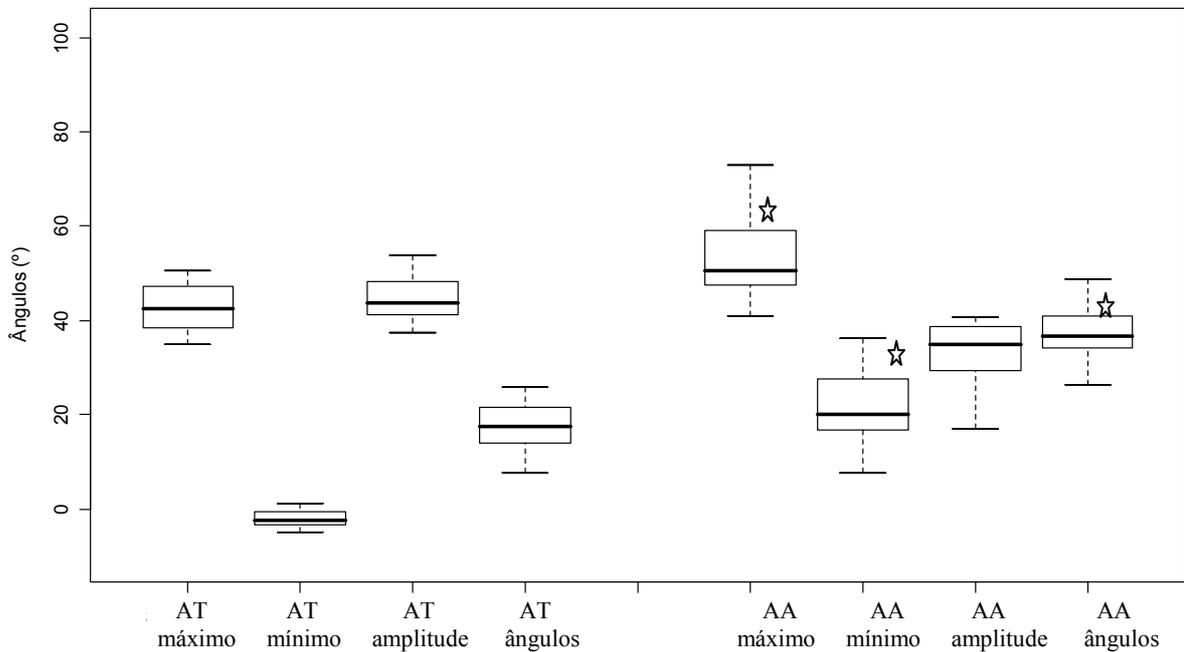


Figura 13 (f) – Comparação de todas as variáveis do joelho na subfase de balanço final. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

O Teste *t- pareado* não mostrou diferença significativa para as variáveis analisadas durante a subfase de balanço inicial, para o valor mínimo durante apoio inicial e apoio médio e para a variável máximo durante o apoio final. A amplitude de movimento durante o balanço final também não apresentou diferença significativamente entre AA e AT.

Os valores médios angulares encontrados apresentam diferença significativa ($p < 0,05$) para todas as subfases da marcha exceto para o balanço inicial. Nota-se também que as médias angulares em ambiente aquático são maiores as encontradas em ambiente terrestre.

4.2.3 Articulação do Tornozelo

Para a articulação do tornozelo, os valores obtidos durante um ciclo de marcha, podem ser visualizados na Figura 14. Os valores são positivos tanto para a dorsiflexão quanto para plantiflexão, de acordo com o modelo usado nesta pesquisa. O sentido do movimento está indicado na figura e o ângulo de referência para a indicação de posicionamento será de aproximadamente de 60°.

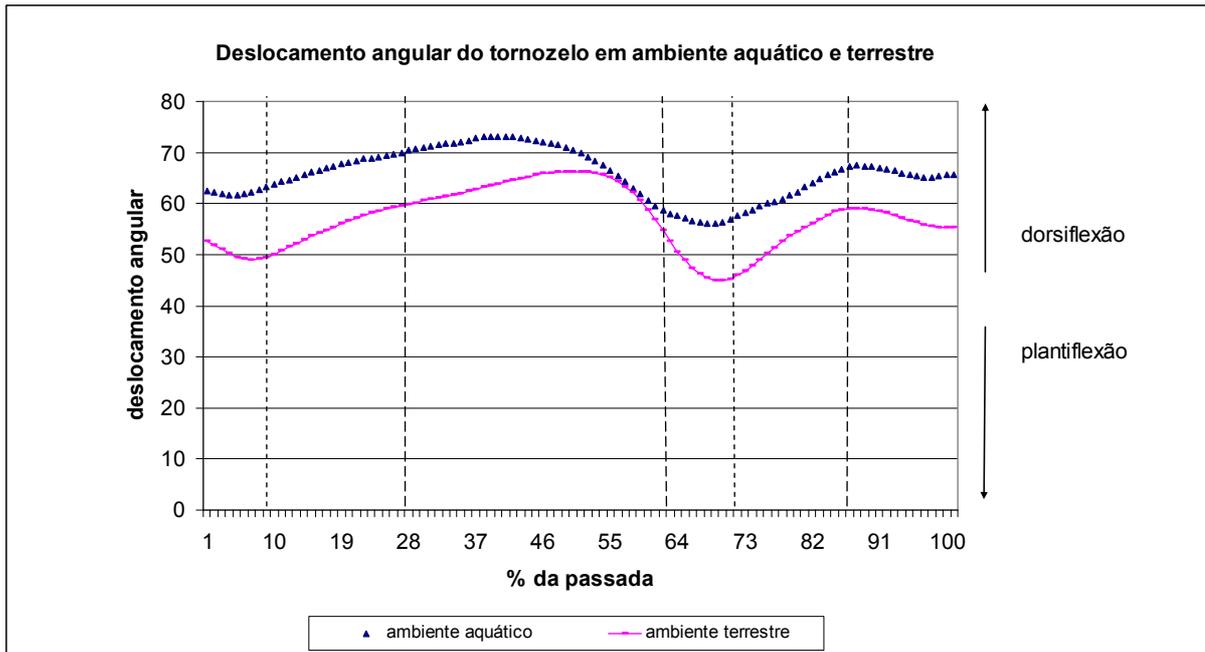


Figura 14 – Curvas médias dos ângulos do tornozelo em ambiente aquático (AA) e terrestre (AT). As linhas verticais indicam da esquerda para direita as subfases da marcha: apoio inicial, médio e final e oscilação inicial, média e final.

Ao comparar a curva do tornozelo em ambiente aquático com a curva em ambiente terrestre percebe-se que o tornozelo em ambiente aquático durante a subfase de apoio inicial que corresponde aos 10% iniciais da fase de apoio, não realiza o apoio do calcanhar como ocorre em ambiente terrestre. O posicionamento do tornozelo encontra-se em neutralidade com valores próximos a 60 graus.

Nota-se que à medida que o ciclo da marcha ocorre o tornozelo em ambiente aquático tende a manter um posicionamento em direção a dorsiflexão maior ao ambiente terrestre, na subfase de oscilação inicial percebe-se que o movimento de plantiflexão articular em ambiente terrestre é maior quando comparada com o ambiente aquático.

O movimento do tornozelo pode ser melhor compreendido através da análise das médias dos valores máximo, mínimo, ADM's e ângulos articulares obtidos para cada subfase da marcha, de acordo com as Figuras 15 (a) a 15(f).

Tornozelo Apoio Inicial - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

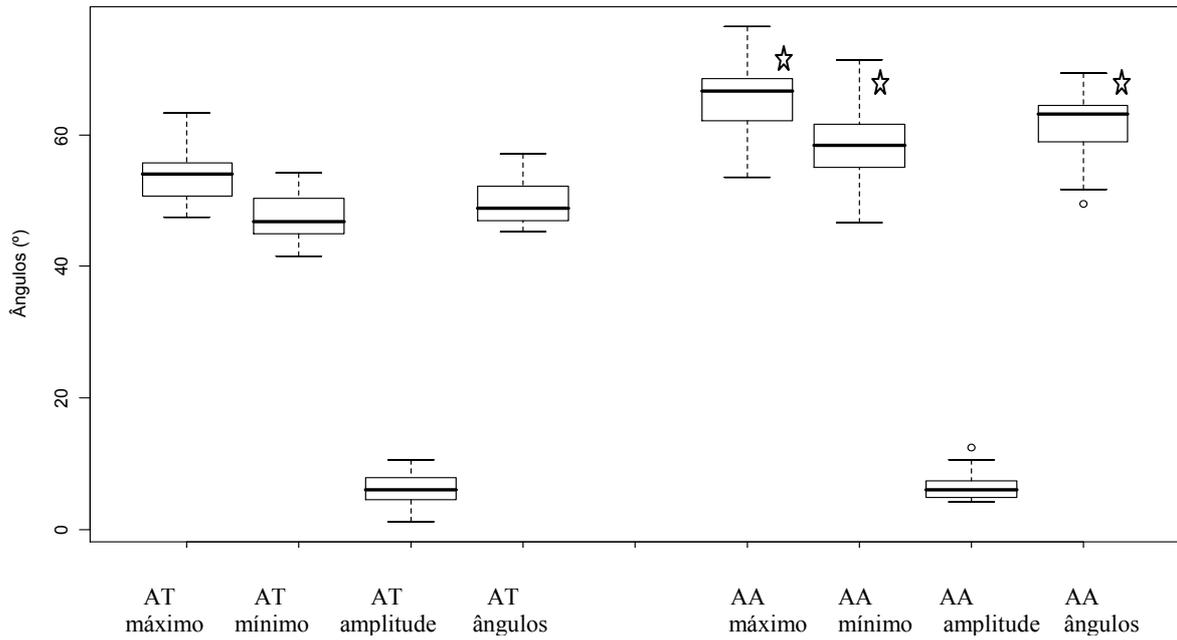


Figura 15 (a) – Comparação das variáveis do tornozelo na subfase de apoio inicial. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Tornozelo Apoio Médio - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

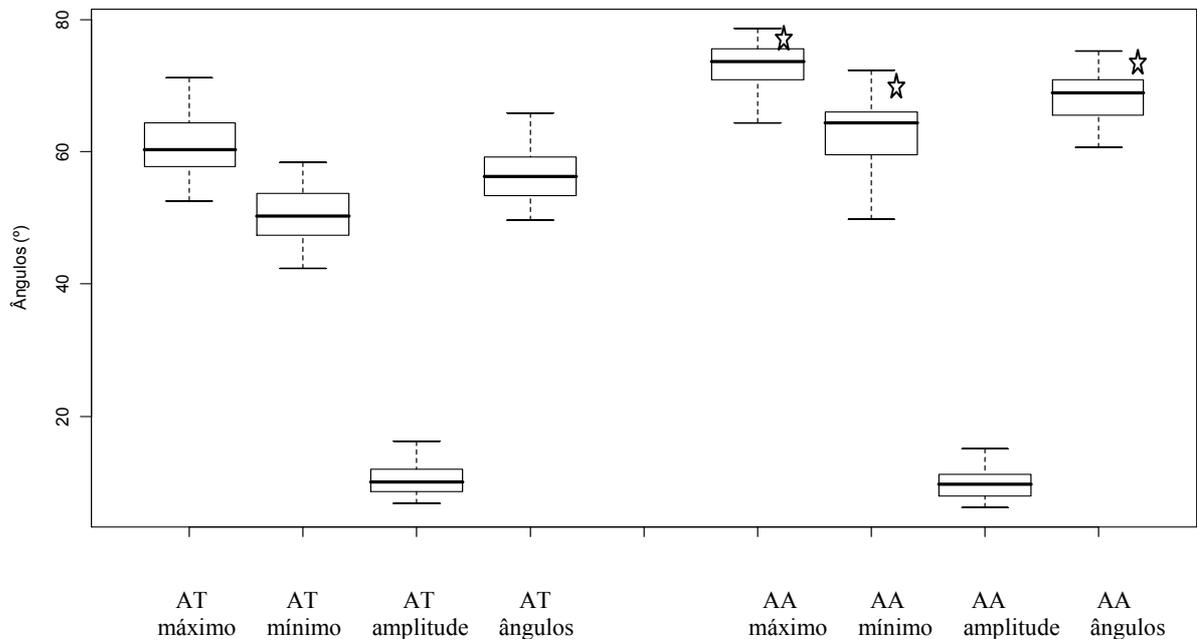


Figura 15 (b) – Comparação das variáveis do tornozelo na subfase de apoio médio. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Tornozelo Apoio Final - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

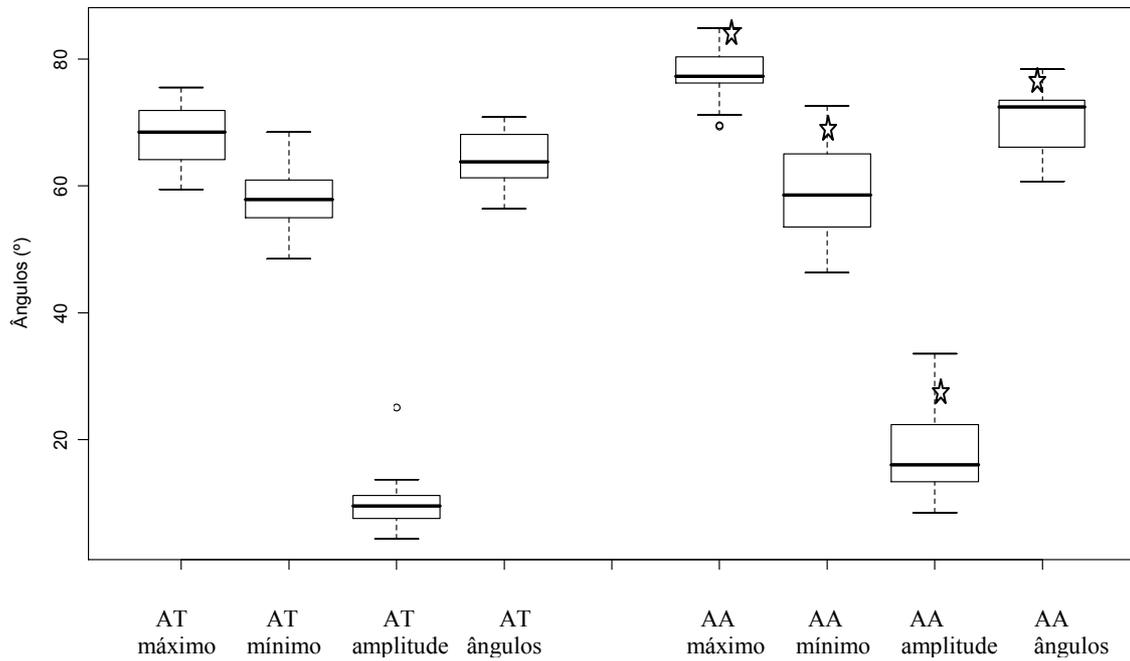


Figura 15 (c) – Comparação das variáveis do tornozelo na subfase de apoio final. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Tornozelo Balanço Inicial - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

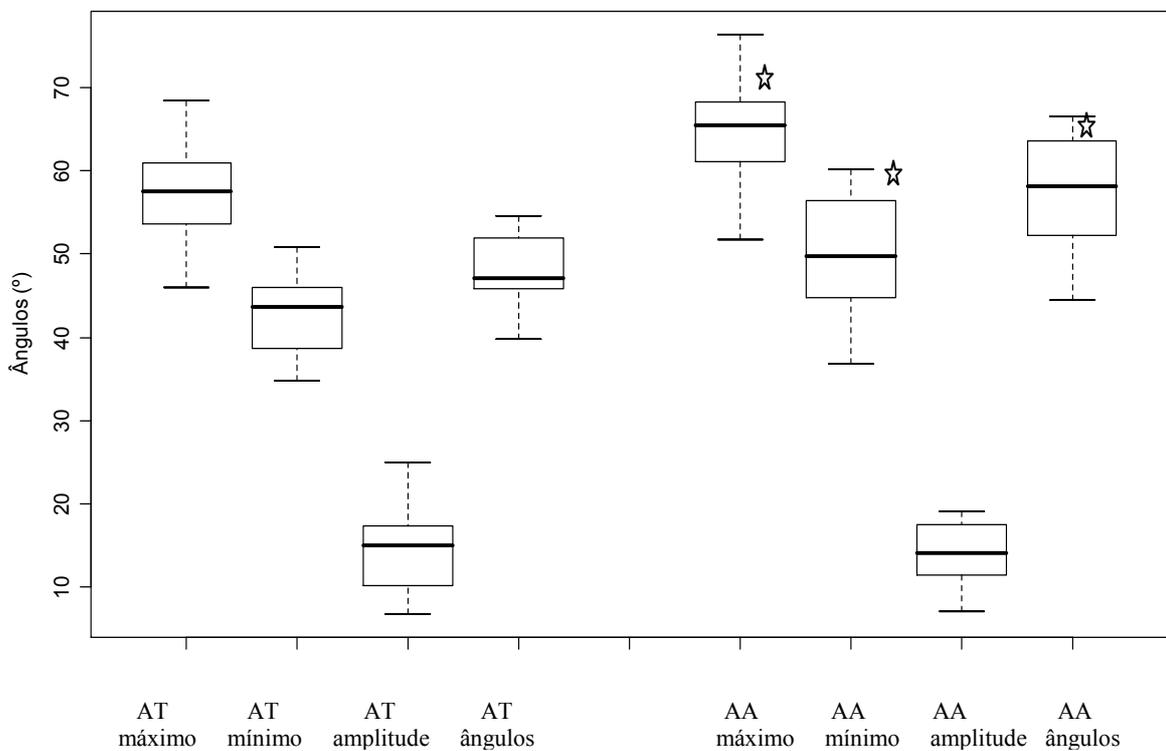


Figura 15 (d) – Comparação das variáveis do tornozelo na subfase de balanço inicial. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Tornozelo Balanço Médio - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

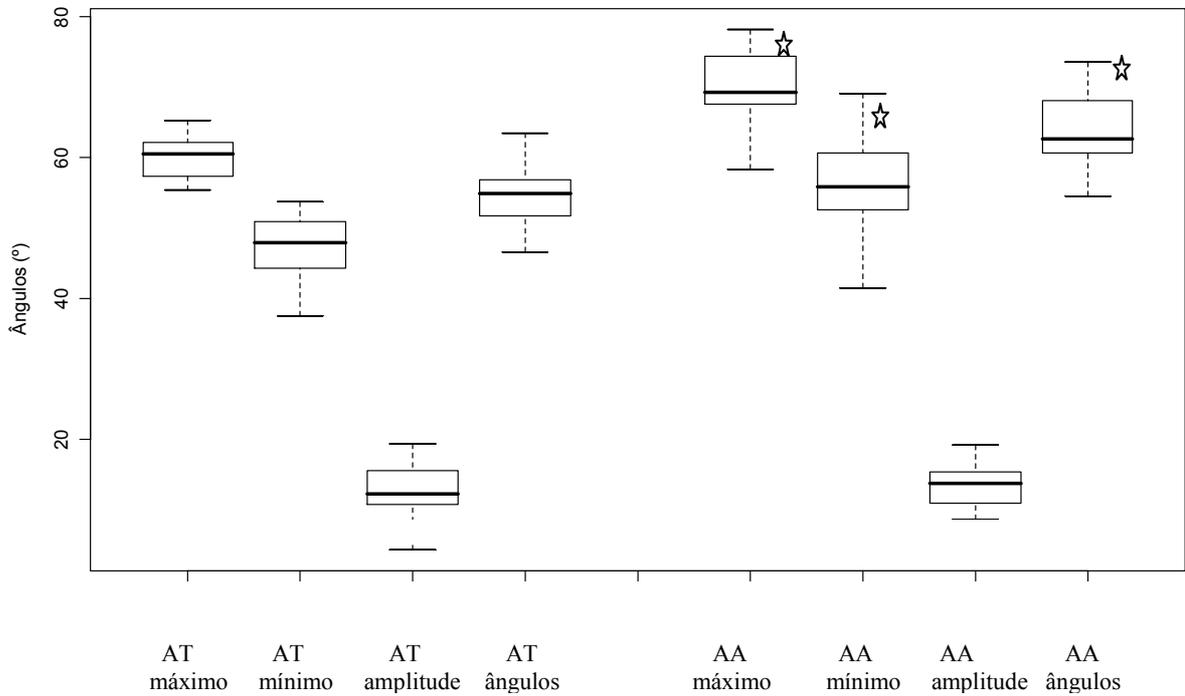


Figura 15 (e) – Comparação das variáveis do tornozelo na subfase de balanço médio. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

Tornozelo Balanço Final - Ambiente Terrestre X Ambiente Aquático

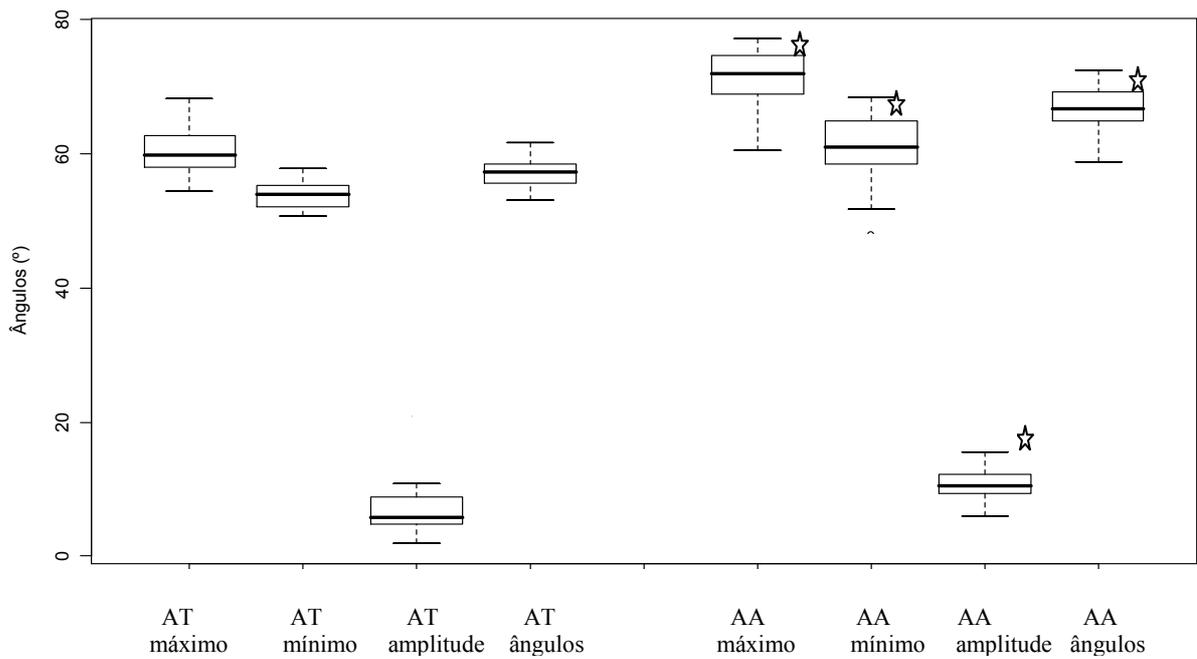


Figura 15 (e) – Comparação das variáveis do tornozelo na subfase de balanço médio. A diferença significativa está indicada pelo símbolo ☆.

De acordo com o *Teste t - pareado* não há diferença significativa entre as amplitudes de movimento no apoio inicial, apoio médio, balanço inicial e balanço médio e para o valor mínimo durante o apoio final entre os AA e AT. As demais variáveis apresentam diferença significativa ($p < 0,05$).

A articulação do tornozelo apresenta diferença em relação aos ambientes principalmente nas médias angulares, apesar das amplitudes articulares não variar durante todo o ciclo da marcha.

5 DISCUSSÃO

Neste capítulo é apresentada a discussão dos resultados nos ambiente terrestre e aquático e, para melhor entendimento, está dividido em variáveis lineares e angulares.

5.1 Variáveis Lineares

Quando analisada as variáveis lineares em AT, percebe-se que a literatura cita uma variação de 107 a 115 passos/min para a cadência, 1,19m/s a 1,53 m/s para a velocidade da passada, 1,28 m a 1,58 m para o comprimento da passada (HOLDEN et al., 1993, ROSE; GAMBLE,1998; WINTER, 1983; WINTER, 1990; CHUNG, 2000; BARELA; STOLF; DUARTE,2005). Neste estudo os valores encontrados para a cadência foi de 110 passos/min, para a velocidade da passada 1.50 m/s, para o comprimento da passada 1.56 m,e tempo da passada 1.10 s. Os valores encontrados neste estudo estão de acordo com valores apresentados pela literatura.

As variáveis obtidas em AA quando comparadas com as do AT, apresentam diferenças. Em AA, os valores obtidos para as variáveis lineares, velocidade (0.44 m/s), comprimento da passada (1.14m), e cadência (44.96 passos/min) foram menores quando comparados com o AT, enquanto, que a variável tempo ($2,7 \pm 0.36$) foi maior para a água.

O valor encontrado para o tempo da passada e para a velocidade em AA, pode ser explicado pela força de arrasto e resistência frontal presente neste ambiente. O arrasto exerce uma força de resistência ao movimento dificultando-o, em contrapartida o indivíduo diminui sua velocidade e aumenta o tempo do movimento. Outro fator que pode colaborar com a diminuição da passada e da cadência é a instabilidade do meio aquático. De acordo com Barros Filho e Lech (2001) em uma superfície escorregadia, visando preservar o equilíbrio e conservar energia, os indivíduos diminuem o comprimento do passo e a sua cadência.

Os valores médios encontrados para a passada e velocidade em AA, neste estudo, estão em conformidade aos achados de Becker et al (2003) e Gehm et al (2003), que analisaram a marcha de 7 indivíduos do sexo masculino e feminino, com idade média de 26,9 anos em ambiente aquático e concluíram que a velocidade média era de 0,46 m/s e o comprimento da passada de $1,15\text{m} \pm 0,12$. E estão próximos aos valores encontrados por Barela; Stolf e Duarte (2005), que obtiveram valores médios para 10 sujeitos (4 homens e 6 mulheres) com média de idade igual a 29 ± 6 anos igual a: tempo $2.41\text{s} \pm 0,25$, velocidade $0,50\text{ m/s} \pm 0,14$ e comprimento da passada $1,19 \pm 0,15$.

Os valores encontrados para as variáveis lineares em AA, colaboram para um planejamento de reabilitação mais adequado neste meio. Ao determinar os seus objetivos de tratamento em AA, os profissionais, devem lembrar que o treino da marcha em meio líquido proporciona a diminuição dos valores nos parâmetros de cadência, velocidade e tamanho da passada, portanto, caso seu objetivo seja incrementar e/ou melhorar estas variáveis o meio aquático não é a opção mais adequada.

Porém, percebe-se por meio da variável tempo, que o meio aquático é uma opção a ser considerada para alcançar aumento da resistência muscular dos indivíduos.

5.2 Variáveis Angulares

O comportamento de movimento encontrado para a articulação do quadril em AT, neste estudo, durante um ciclo de marcha está de acordo com Norkin (1993), Rose e Gamble (1998), Hamil e Knutzen (1999). Para o AA, a semelhança encontrada em relação à literatura, para o comportamento de movimento articular do quadril, foi para a subfase de apoio inicial e oscilação final.

Em AA a articulação do quadril, durante um ciclo de marcha, apresentou movimento articular de flexão maior ao encontrado em AT durante todas as subfases da marcha.

Ao comparar os valores angulares obtidos em água para a flexão inicial do quadril, neste estudo, com os valores encontrados por Miyoshi et al (2004), que acharam valor médio de aproximadamente de 20° de flexão e Barela; Stolf e Duarte (2005) que encontraram valor igual a 18° percebe-se que são valores abaixo do valor encontrado neste estudo, porém, quando estes autores compararam os resultados entre o AA e o AT também concluíram que a flexão articular para o quadril para a flexão inicial era maior em AA.

Em relação à oscilação inicial, em água a articulação do quadril apresentou movimento de extensão articular menor ao apresentado em ambiente terrestre. Os resultados obtidos por Barela; Stolf e Duarte (2005) e Miyoshi et al (2003), diferenciam-se aos deste estudo. Estes autores, não encontraram diferenças para o movimento do quadril durante a oscilação inicial entre o ambiente aquático e o terrestre.

As diferenças encontradas neste estudo em relação as pesquisas de Miyoshi et al (2003) e Barela; Stolf e Duarte (2005) podem ser em decorrência ao modelo biomecânico utilizado pelos autores. Miyoshi et al (2003) utilizaram para cálculo do ângulo do quadril os pontos anatômicos crista ilíaca ântero-superior e trocânter maior do fêmur e Barela; Stolf e Duarte (2005), trocânter maior do fêmur e a projeção lateral do processo xifóide.

O tipo de análise dos resultados utilizada pelos autores também pode ter contribuído para essas diferenças, os autores analisaram o movimento articular durante o ciclo total, sem separá-lo por subfases. No presente estudo o ângulo articular do quadril foi calculado utilizando-se os pontos do acrômio e trocânter maior do fêmur. E a análise do movimento foi realizada separando-se o ciclo da marcha em suas subfases.

A amostra do estudo de Barela; Stolf e Duarte (2005), era constituída por 10 sujeitos sendo 4 do sexo masculino e 6 do sexo feminino, as diferenças antropométricas relacionadas ao sexo podem ter influenciado para não encontrarem diferenças no padrão do movimento articular para o quadril entre AT e AA.

Na oscilação final tanto em AA como em AT, na presente pesquisa, foi encontrada uma flexão do quadril. Em ambas as situações esta flexão foi a máxima encontrada. Porém, comparando os valores encontrados em AA e AT, verifica-se que em água o valor da flexão foi maior.

O resultado encontrado para o quadril em AA corrobora com os de Barela; Stolf e Duarte (2005), que também relatam que a maior flexão encontrada para os dois ambientes foi durante a oscilação final sendo esse valor aproximadamente de 22°. E também está de acordo com Yamamoto et al (1995 apud ERVILHA, 1999), que não encontraram diferenças para o padrão do quadril em água quando comparado com o solo.

A diferença do padrão de movimento articular encontrado no presente estudo, para o quadril em AA em relação ao AT, pode ser explicada pela força de arrasto. Ao caminhar no meio aquático os sujeitos foram submetidos a força de arrasto que exerceu efeito retardador ao movimento da marcha, ou seja, enquanto o sujeito deslocava-se para frente a força arrasto puxava eles para trás. No intuito de vencer a resistência frontal imposta pelo meio líquido os sujeitos projetaram seu tronco a frente o que favoreceu a limitação do movimento de extensão do quadril durante o apoio final e oscilação inicial e favoreceu o aumento da flexão articular.

O aumento da flexão articular do quadril em ambiente aquático, deve ser levada em consideração durante o treino da marcha como objetivo de melhorar o padrão de marcha em AT. Deve-se considerar que durante a marcha e AT, nas subfases de apoio final e oscilação inicial a flexão da articulação do quadril é menor, portanto, pode-se estar incentivando um padrão contrário de marcha, através da elaboração de novos padrões de movimentos.

Porém, caso o objetivo de tratamento esteja voltado a melhorar o movimento de flexão da articulação do quadril, o AA é um meio indicado para este fim, uma vez que favorece este movimento. Outro fator que deve ser considerado é a amplitude de movimento articular que está favorecida nas subfases de apoio inicial, balanço médio e final, portanto, o treino da

marcha em AA pode ser utilizado para melhorar a amplitude de movimento da articulação do quadril em relação ao movimento de flexão articular.

Ao comparar o movimento da articulação do joelho em AA e AT percebe-se que durante o apoio inicial e oscilação final a extensão articular em AT é maior quando comparada com o AA.

Durante a oscilação inicial e média a articulação tanto em AT como em AA realizaram flexão. A flexão máxima para a água e para o solo foi durante a oscilação média, sendo a flexão do joelho em AA maior do que a flexão em AT.

Os resultados encontrados para o AT confirmam os achados de Rose e Gamble (1998); Greve e AmatuZZi (1999); Barros e Lech (2001) que colocam que durante a fase de apoio inicial o joelho está em extensão progredindo para uma flexão, sendo levado novamente para uma extensão no apoio médio. No balanço inicial o joelho encontra-se em flexão, alcançando seu máximo de flexão no balanço médio e retornando a extensão no final da fase de balanço terminal. Winter (1990) também relata que a maior flexão do joelho em AT ocorre no balanço médio.

Os resultados obtidos para o AA, nesta pesquisa, vão ao encontro aos achados de Yamamoto (1995 apud Ervilha 1999) e Miyoshi et al (2003 e 2004) que encontraram diferenças para o movimento do joelho em água quando comparado com o AT. Estes autores relatam que no apoio inicial em ambiente aquático o joelho está em flexão.

Outro estudo que confirma os achados nesta pesquisa é de Infantini e Rodrigues (2000) que realizaram um estudo qualitativo com um indivíduo, saudável do sexo feminino e encontraram para a fase de apoio inicial e oscilação média aumento da flexão do joelho.

Os resultados do presente estudo diferem-se dos encontrados por Barela; Stolf e Duarte (2005), que não acharam diferenças para o padrão de movimento do joelho em AA e AT. Encontraram uma flexão em AA menor em relação ao AT durante os 15% iniciais do ciclo da marcha e quando compararam a flexão encontrada para a fase de oscilação média, em água essa flexão também foi menor.

A variação angular encontrada neste estudo para os dois ambientes assemelha-se ao estudo de Ervilha (1999) que encontrou diferença significativa para a variação angular do joelho entre a água e o solo.

Os achados para a articulação do joelho, neste estudo, demonstram que o meio líquido favorece o movimento de flexão articular e favorece a amplitude de movimento de flexão articular, desta forma, a reeducação da marcha em AA, pode ser utilizada em casos que os

indivíduos necessitem aumentar sua amplitude de movimento de flexão articular e favorecer a flexão da articulação do joelho.

Este aumento da flexão do joelho no ambiente aquático pode ser em decorrência a resistência frontal imposta pelo meio líquido. Na tentativa de diminuir esta resistência frontal, os sujeitos em ambiente aquático realizam aumento da flexão da articulação do joelho, uma vez que a extensão da articulação aumentaria esta resistência.

Em relação à articulação do tornozelo, o comportamento do movimento encontrado em água se difere do apresentado em solo.

Na fase de apoio inicial em AT os indivíduos realizam durante o apoio do calcanhar, dorsiflexão do tornozelo que diminui até a posição neutra articular na fase de apoio médio. No apoio final a articulação está em plantiflexão e à medida que a fase de oscilação ocorre a articulação passa novamente para uma posição neutra até o balanço final, onde novamente estará em dorsiflexão, estes achados confirmam o que Rose ; Gamble (1998); Barros ; Lech, (2001); Greve ; AmatuZZi,(1999) detectaram.

Para o AA o pé foi mantido aplanado com a superfície durante o apoio inicial e médio, apresentando um posicionamento muito próximo ao neutro, não ocorrendo apoio do calcanhar durante a subfase de apoio inicial. Barela, Stolf e Duarte (2005) também acharam que a articulação do tornozelo em AA está praticamente neutra durante o apoio inicial. Miyoshi et al (2003, 2004) acharam um pico de dorsiflexão no apoio médio para a água e Infantini e Rodrigues (2000) acharam qualitativamente que o tornozelo apresenta em AA uma diminuição da dorsiflexão no apoio inicial.

Na oscilação inicial ocorre aumento da plantiflexão do tornozelo, sendo que esta foi menor em AA. Esses achados são diferentes aos encontrados por Gehm et al (2003), Becker et al (2003), Barela, Stolf e Duarte (2005), Infantini (2002). Gehm et al (2003) e Becker et al (2003) relatam que a partir do apoio médio até o apoio final ocorre variação angular maior do tornozelo em direção a plantiflexão e esta aumenta significativamente neste período.

Barela, Stolf e Duarte (2005) acharam que durante os 60% da fase de apoio e oscilação final a plantiflexão encontrada para o tornozelo em água foi maior quando comparada com a achada para o solo.

Estudos anteriores (ERVILHA et al, 1999; BARELA; STOLF e DUARTE, 2005; MIYOSHI et al, 2004), constataram que a atividade elétrica do músculo tibial anterior, músculo responsável pela dorsiflexão, era menor em ambiente aquático. Isto pode explicar a ausência do toque do calcanhar no solo durante a fase de apoio inicial.

Além do posicionamento neutro da articulação em AA, observou-se no presente estudo que os sujeitos realizavam extensão das metatarsofalangeanas no momento do toque do calcanhar no solo.

De acordo com Greve e AmatuZZi (1999) em AT, decorrente a diminuição da dorsiflexão ocorre extensão das metatarsofalangeanas e aumento da flexão do joelho para que o pé não bata no chão de forma brusca.

Partindo do princípio que durante a realização da marcha em AA, ocorre transferência de aprendizado motor do AT para o AA, pode-se dizer que em AA a diminuição da dorsiflexão do tornozelo ocasionou uma extensão das metatarsofalangeanas proporcionando um aumento da flexão do joelho.

Pode-se deduzir que os sujeitos em AA buscaram maior contato com a superfície para garantir maior estabilidade e equilíbrio.

Mecanicamente o aumento da flexão do quadril e joelho que ocorreu em AA promoveu diminuição da inércia angular o que facilitou a rotação do segmento e o apoio do mesmo na superfície, não sendo necessário a realização da dorsiflexão durante o apoio inicial.

Para um movimento angular, quanto maior a distância de um ponto a um eixo de giro maior a velocidade linear deste ponto. Duarte (2004) refere que a força de arrasto na água é relacionada ao quadrado da velocidade que gera forças de magnitudes diferenciadas para diferentes segmentos corporais que executam um movimento. No caso da marcha, o segmento de maior velocidade é o tornozelo por ser a articulação mais distante do centro de giro (quadril). Portanto, isso pode fazer com que o tornozelo adote uma posição angular para flexão, visando minimizar a resistência ao avanço devido à redução da área frontal do pé.

A resistência frontal e o arrasto podem promover uma redução da força de reação do solo (BARELA; STOLF e DUARTE, 2005) e alteram a posição do centro de gravidade aparente (DUARTE, 2004). Com isso, o movimento pendular do centro de gravidade que caracteriza a marcha no ambiente terrestre é modificado no ambiente aquático, fazendo com que o corpo adote posições angulares diferenciadas para compensar a projeção do centro de gravidade alterada e facilitar o aumento do trabalho muscular que gera o impulso do pé e desloque o corpo para frente.

Os resultados obtidos neste estudo em relação as variáveis lineares e angulares proporcionam um melhor entendimento por parte dos fisioterapeutas do movimento da marcha humana, colaborando, desta forma, para a elaboração de um programa de reabilitação aquática adequada às necessidades de seus pacientes.

6 CONCLUSÃO

Com a realização deste estudo conclui-se que a marcha em ambiente aquático apresenta diferenças em relação ao comportamento articular e às variáveis lineares em suas fases e subfases em relação ao ambiente terrestre, que devem ser consideradas durante a elaboração de um programa de tratamento que utilize a hidroterapia como recurso.

O deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo em ambiente aquático apresentou diferenças em relação ao ambiente terrestre durante todo o ciclo da marcha. Em ambiente aquático a flexão do quadril foi maior durante todas as subfases da marcha, a articulação do joelho realizou extensão articular menor a realizada em ambiente terrestre e a articulação do tornozelo não realizou apoio do calcanhar mantendo-se em posição de neutralidade principalmente durante a subfase de apoio inicial.

Essas diferenças podem ser atribuídas ao fato que o corpo humano adota padrões de movimento e estratégias motoras diferentes ao caminhar no meio aquático. Isto ocorre, provavelmente, em função da necessidade de adaptar o sistema sensório-motor para deambular em um meio com características físicas diferentes das habituais. A falta de familiaridade e as condições ambientais impostas pelo meio líquido promoveram adaptações ao movimento da marcha em AA, para que esta fosse bem sucedida no novo ambiente.

Novos estudos devem ser realizados com indivíduos que apresentem alterações em seu padrão de marcha como indivíduos hemiplégicos, indivíduos idosos e indivíduos ambientados para verificar se os resultados encontrados neste estudo se aplicam a estas populações. Estudos que relacionem programas de intervenção em Fisioterapia aquática também devem ser realizados com o intuito de comparar a intervenção aquática com a Fisioterapia tradicional.

REFERÊNCIAS

ALENCAR, J.F; MARINHO, L.F;LUCENA,B.A; GOMES,J; MEDEIROS, M.L. **Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos tratados no serviço de fisioterapia da UFPB.** Anais do VIII Congresso de Biomecânica, p. 197-202 ,1999.

ALONSO, V.K; OKAJI, S.S; PINHEIRO, M.T; RIBEIRO, C.M; SOUZA, H.P; SANTOS, S.S; GARANHANI,R.M. **Análise Cinemática da Marcha em pacientes Hemiparéticos.** **Revista FisioBrasil:** setembro/outubro, 2002.

AMADIO, A.C. **Fundamentos da Biomecânica do esporte:** considerações sobre análise cinética e aspectos neuro – musculares do movimento. São Paulo, 119p. Tese (Livre – Docência) – Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo,1999.

_____. **Considerações Metodológicas da Biomecânica:** Áreas de Aplicação para a Análise do Movimento Humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, Campinas: Anais...Campinas: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1997, p 11-15.

BARELA, A.M.F, STOLF, S.F, DUARTE, M. **Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and land.** Journal of Eletromyography and Kinesiology, 2005.

BARROS, R.M.L, BRENZIKOFER, R, LEITE, N.J, FIGUEROA, P.J. **Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema para Análise Cinemática Tridimensional de Movimentos Humanos** (1992). Disponível em: www.dcc.unicamp.br. acesso em: agosto 2003.

_____. **Exemplo de Reconstrução tridimensional de um Rodante com Câmeras Sincronizadas por Software.** VI Congresso de Biomecânica. Brasília, 1995, p.147-153.

BARROS, T.E.T.F e LECH, O. **Exame Físico em Ortopedia.** Sarvier: São Paulo,2001.

BATES,A; HANSON, N. **Exercícios Aquáticos Terapêuticos.** São Paulo: Manole, 1998.

BECKER, B. E.; COLE, A.J. **Terapia Aquática Moderna.** São Paulo: Manole, 2000.

BECKER, R. A; GEHM, F; MARTINEZ, F.G, LOSS, J.F. **Análise Cinemática da Marcha Humana em Ambiente Aquático – Parte II:** diferentes profundidades. Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica, p 111- 114, 2003.

BRITO, R. N. **Análise dinamométrica do andar em ambiente aquático e terrestre em dois níveis de imersão.** Florianópolis, 2003. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) –Universidade do Estado de Santa Catarina.

CAMPION, M.R. **Hidroterapia:** princípios e prática. São Paulo: Manole, 2000.

COSTA, P. H. L.; AMADIO, A.C. **Processamento de Imagem:** Precursores e Aplicações em Biomecânica. V Congresso Brasileiro de Biomecânica. Santa Maria,1995.

DAVID, A.C. **Aspectos Biomecânicos da Locomoção Infantil**. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, p. 20-24, 2001.

DAVIS, B.C.; HARRISON, R.A. **Partial weight bearing and re-education**. In: *Hydrotherapy in Practice*. Edimburg: Churchill Livingstone, 1988, p. 121-135.

DEGANI, A.M. **Hidroterapia**: os efeitos físicos, fisiológicos e terapêuticos da água. *Revista Fisioterapia em Movimento*. Curitiba, v. XI, nº1, abril /set 1998.

DUARTE, M. **Princípios físicos da interação entre ser humano e ambiente aquático**, (2004). Disponível em: < <http://www.usp.br/eef/lob/mario01.pdf> >. Acesso em: Outubro, 2005.

DULCY, F. **Benefits of aquatic therapy**: Part I. American Exercise Association, AKWA Newsletter, November, 1988 apud BATES, A. & HANSON, N. *Exercícios aquáticos terapêuticos*. São Paulo: Manole, 1998.

DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. **Movimento Funcional Humano**. São Paulo: Manole, 2001.

ERVILHA, U. F. **Estudo da variação angular da articulação do joelho e do sinal eletromiográfico no domínio temporal durante a marcha humana em ambiente aquático**. Dissertação. Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. São Paulo, 1999.

ERVILHA, U.F.; DUARTE, M.; AMANDIO, A.C. **Padrão do sinal eletromiográfico de músculos do membro inferior e cinemática do joelho durante o andar em ambiente aquático e terrestre**. *Revista Brasileira de biomecânica*: maio, 2001.

_____. **Cinemática da articulação do joelho e atividade eletromiográfica de músculos do membro inferior durante a marcha em ambiente aquático e terrestre**. *Revista Brasileira de Biomecânica*, São Paulo, v. 3, p. 21-26, 2002.

FIGUEROA, P.J, BARROS, R.M.L , BRENZIKOFER, R, LEITE, N.J. **Algoritmo de rastreamento automático de marcadores em seqüência de imagens de movimentos humanos**. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, p. 263-267, 1999.

GEHM, F.; BECKER, R. A. ; MARTINEZ, F.G. ; LOSS, LOSS, J.F. **Análise cinemática da marcha humana em ambiente aquático – Parte I: Terra x Água**. *Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica*, p 107- 110, 2003.

GREVE, J.M.A ; AMATUZZI, M.M. **Medicina de reabilitação aplicada à ortopedia e traumatologia**. São Paulo: Roca, 1999.

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

HARRISON, R.A.; HILLMAN M.; BUSTRODE S. **Loading of the lower limb when walking partially immersed**: implications for clinical practice. *Physioterapia*, p. 164-167, mar, 1992.

HOLDEN, M.K. **Gait assessment for neurologically impaired patients:** Gait clinical issues. An American Physical Therapy Association Anthology, v.2, 1993.

INFANTINI, R.M.; RODRIGUES, E. **Descrição Cinemática Qualitativa da Marcha Normal Dentro da água.** Revista Fisioterapia UNICID, v.1,n.1, p.37-44, jan/jun.2000.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. Human locomotion. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. (Eds.). **Human walking.** 2. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, p. 1-22.

ISRAEL, V.L.; PARDO, M.B.L. **Hidroterapia:** proposta de um programa de ensino no trabalho com lesado medular em piscina térmica. Revista Fisioterapia em Movimento. Curitiba, v. XIII, nº1, p. 111-127, abr/set, 2000.

KRUEL, L. F. M. et al. Peso Hidrostático em Pessoas Submetidas a Diferentes Profundidades de Água. **Anais do VI Congresso Brasileiro de Biomecânica,** Brasília, 1995, p 197-205.

LOSS, J.F; GAYA.C.S; VAZ,M.A. **Avaliação do erro de medição em pequenos deslocamentos do sistema Peak Performance (versão 5.3).** VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, p. 275 – 279, 1999.

MAC GINNIS, P. M. **Biomecânica do Esporte e Exercício.** Porto Alegre: ArtMed, 2002.

MAGLISHO, E.W. **Nadando ainda mais rápido.** 1ª ed. São Paulo: Manole,1999.

MIYOSHI, T. et al. **Lower limb joint moment during walking in water.** Disability and Rehabilitation, v. 25, n. 21, p. 1219-1223, 2003.

MIYOSHI, T. **Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction force during walking in water.** Disability and Rehabilitation, v. 26, n.12, p. 724-732, 2004.

MUNSON,B.R; YOUNG,F.D; OKIISHI,H.T. **Fundamentos da mecânica dos fluidos.** São Paulo:1997,v1.Ed.Edgard Blücher Ltda

MORAES, J.C.T.B. **Instrumentação para análise da biodinâmica do movimento humano. In: A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares.** S.P. Estação liberdade. Escola de Ed. Física e Esporte da USP, 2000.

NORKIN, C. Análise da Marcha. In: O’SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento.** 2. ed. São Paulo: Manole, 1993.

O’SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento.** 2ª edição. São Paulo: Manole, 1997.

PATERNIANI, P.E.S, BREZIKOFER, R, LIMA, E.C, LAGO, O, BARROS, R.M.L. **Desenvolvimento de uma metodologia para reconstrução Tridimensional e Análise de superfícies do Corpo Humano.** VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, p. 299 – 303, 1999.

RAMALHO Jr, A. Laboratório de Marcha: situação atual e perspectivas futuras. In: SAAD, M; BATISTELLA, L. R. **Análise da Marcha: Manual do CAMO-SBMFR**. São Paulo: Lemos-Editorial, 1997.

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

ROESLER, H.; BRITO, R.N.; HAUPENTHAL, A.; SOUZA, P.V. **Análise comparativa da marcha humana em solo à subaquática em dois níveis de imersão: joelho e quadril**. Revista Brasileira de Fisioterapia. São Paulo, v8, nº 1 p.1-6, 2004.

SANVITO, U.L. **Propedêutica neurológica básica**. São Paulo: Ed Atheneu, 1981.

SKINNER, A.T; THOMSON, A.M. Duffield: **Exercícios na água**. 3ª ed. São Paulo: manole, 1985.

SUTHERLAND, D.H.; KAUFMAN, K.R.; MOITOZA, J.R. Cinemática da marcha humana normal. in ROSE, J. & GAMBLE, J.G. **Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo, Editorial Premier, 1998.

TIPLER, P. A. **Física para cientistas e engenheiros**. 4. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2000.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. **Dynamics of human gait**. 2. ed. Disponível em: www.capes.br, acesso em: dezembro, 2005.

WINTER, D. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 2 ed. New York: A Wiley Interscience Publication John Wiley e Sons, 1990.

_____. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly, and pathological**. 2. ed. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

_____. **Biomechanical motor patterns in normal walking**. Journal of Motor Behavior, Washington, v. 15, p. 302-330, 1983.

_____. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 3 ed. New York: A Wiley Interscience Publication John Wiley e Sons, 2005.

ANEXOS

**ANEXO A - PARECER DE APROVAÇÃO DO PROJETO PELO COMITÊ DE
ÉTICA E PESQUISA**



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

Curitiba, 03 de dezembro de 2004.

Of. 469/04/CEP-PUCPR

Ref. "Análise Biomecânica da Marcha Humana em Ambiente Aquático".

Prezado (a) Pesquisador (es),

Venho por meio desta informar a Vossa Senhoria que o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, no dia 01 de dezembro do corrente ano aprovou o Projeto Intitulado "**Análise Biomecânica da Marcha Humana em Ambiente Aquático**", pertencente ao Grupo III, sob o registro no CEP n° 424 e será encaminhado a CONEP para o devido cadastro. Lembro ao senhor (a) pesquisador (a) que é obrigatório encaminhar relatório anual parcial e relatório final a este CEP.

Atenciosamente,

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'E. Scheer Neto', is written over the word 'Atenciosamente'.

Prof. Dr. Emílio José Scheer Neto.
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa

Ilma Sr^a.
Vera Lúcia Israel

ANEXO B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

ANEXO B - TERMO LIVRE E ESCLARECIDO

Fui informado detalhadamente sobre a pesquisa: “Análise Biomecânica da Marcha Humana em Ambiente Aquático em Indivíduos Hígidos Adultos Jovens” que será realizada pela fisioterapeuta Danieli Isabel Romanovitch Ribas mestranda do Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde da PUC/PR. Declaro que fui plenamente esclarecido (a) sobre a avaliação físico-funcional a que serei submetido (a). Fui informado (a), também que o objetivo do estudo é: Analisar a marcha humana em ambiente aquático. Para alcançar este objetivo, será necessário submeter-me a uma avaliação, que será constituída por três itens: dados de identificação, goniometria (medida dos ângulos articulares através do uso de um goniômetro) e avaliação da marcha subjetiva. A Avaliação da marcha irá ocorrer em dois ambientes: terrestre e aquático, e será filmada, através do uso de uma câmeras de vídeo.

Poderei interromper a pesquisa a qualquer momento se sentir desconforto antes ou depois dos procedimentos, mas é importante destacar que fui esclarecido que este método não trará nenhum prejuízo a mim.

Estou ciente de que o professor responsável, juntamente com a mestranda, estará à inteira disposição para solucionar o problema e eventuais dúvidas. Diante do exposto, declaro que minha participação foi aceita espontaneamente e que, se desistir deverei informar, da maneira mais conveniente tornando-me responsável por possíveis prejuízos e/ou riscos a que estarei me expondo. Declaro, também, que, por se tratar de trabalho acadêmico sem interesse financeiro, não tenho direito a nenhuma remuneração, ressarcimento de despesas decorrentes da participação da pesquisa, ou indenizações diante de eventuais danos recorrentes. Por fim, concordo com a utilização de minhas imagens e das informações resultantes da pesquisa, bem como divulgação dos resultados desde que preservada minha identidade.

Nome por extenso

RG

Assinatura

Telefone para contato

Para questões associadas com este estudo, por favor, entrar em contato com Danieli Isabel Romanovitch Ribas e/ou Prof. Dr^a. Vera Lucia Israel, Prof Dr^a. Elisangela Feretti e Manfra Fone: 3271-1573/3271-1674.

ANEXO C

FICHA DE AVALIAÇÃO

ANEXO C - FICHA DE AVALIAÇÃO

1 DADOS DE IDENTIFICAÇÃO

Nome _____ **Sexo** _____ **Data de nascimento** _____
Idade _____ **Raça** _____ **Peso** _____ **Altura** _____
IMC _____ **Dominância** () D () E **Telefone** _____
End _____ **Bairro** _____ **Cidade** _____

ANAMNESE

	SIM	NÃO	OBSERVAÇÕES
FUMA			
BEBE			
USO DE MEDICAMENTOS			

	SIM	NÃO	OBSERVAÇÕES
DOENÇA CARDÍACAS			
DOENÇA NEUROLOGICA			
DOENÇA RESPIRATÓRIA			
DIABETES			
ALERGIAS			

	SIM	NÃO	OBSERVAÇÕES
CIRURGIA EM MMII			
FRATURAS EM MMII			
LESÃO MUSCULAR EM MMII			

	SIM	NÃO	OBSERVAÇÕES
TONTURAS			
DOR EM MMII			
FRAQUEZA MUSCULAR EM MMII			
DESEQUILÍBRIO			
DIFICULDADE PARA CAMINHAR			

TRATAMENTO	SIM	NÃO	OBSERVAÇÕES
MÉDICO			
FISIOTERAPÊUTICO			

AVALIAÇÃO DA MARCHA

FASE DE APOIO	PRESENTE	AUSENTE	OBSERVAÇÕES
APOIO INICIAL			
RESPOSTA DE CARGA			
APOIO MÉDIO			
APOIO FINAL			
FASE DE OSCILAÇÃO			
OSCILAÇÃO INICIAL			
OSCILAÇÃO MÉDIA			
OSCILAÇÃO FINAL			

3 GONIOMETRIA

	ARTICULAÇÃO AVALIADA	MOVIMENTO	ÂNGULO	POSIÇÃO DO PACIENTE
D				
E				
D				
E				
D				
E				
D				
E				
D				
E				
D				
E				

4 PERIMETRIA

Segmentos							
MMSS							
MMII							

Curitiba, _____ de _____ de 200 ____.

(assinatura)

APÊNDICE

APÊNDICE A

Média dos valores máximo, mínimo, amplitude de movimento e ângulos articulares durante um ciclo de marcha

APÊNDICE A - Média dos valores máximo, mínimo, amplitude de movimento e ângulos articulares durante um ciclo de marcha.

Tabela 1 – Média e (\pm DP) dos valores máximo, mínimo, amplitude de movimento e ângulos articulares para o quadril em um ciclo de marcha. A diferença significativa está indicada pelo símbolo*

	MAXIMO(°)		MINIMO(°)		ADM(°)		ANGULOS(°)	
	AT	AA	AT	AA	AT	AA	AT	AA
APOIO INICIAL	53,80 $\pm 4,26$	64,94* $\pm 5,55$	47,64 $\pm 3,51$	58,76* $\pm 5,82$	6,16 $\pm 2,55$	6,18 $\pm 2,00$	49,94 $\pm 3,44$	62,24* $\pm 5,91$
APOIO MEDIO	61,17 $\pm 4,53$	61,17* $\pm 4,53$	50,41 $\pm 3,91$	62,60* $\pm 5,61$	10,76 $\pm 2,75$	10,37 $\pm 2,74$	56,42 $\pm 3,97$	67,93* $\pm 4,58$
APOIO FINAL	68,18 $\pm 4,88$	68,18* $\pm 4,88$	58,03 $\pm 5,06$	58,91* $\pm 7,82$	10,15 $\pm 4,17$	18,45* $\pm 6,78$	64,03 $\pm 4,69$	70,12* $\pm 4,78$
BALANÇO INICIAL	57,30 $\pm 5,54$	57,30* $\pm 5,54$	42,73 $\pm 4,73$	50,25* $\pm 7,25$	14,57 $\pm 5,21$	14,17 $\pm 3,66$	47,99 $\pm 4,53$	57,04* $\pm 6,95$
BALANÇO MÉDIO	60,36 $\pm 3,75$	60,36* $\pm 3,75$	47,36 $\pm 4,52$	55,27* $\pm 8,01$	13,00 $\pm 4,01$	16,15 $\pm 6,32$	54,58 $\pm 4,05$	63,03* $\pm 7,02$
BALANÇO FINAL	60,56 $\pm 3,69$	60,56* $\pm 3,69$	53,44 $\pm 3,60$	60,65* $\pm 5,25$	7,13 $\pm 4,05$	10,04 $\pm 1,94$	57,01 $\pm 3,29$	66,16* $\pm 4,57$

Tabela 2 – Média e (\pm DP) dos valores máximo, mínimo, amplitude de movimento, ângulos articulares para o joelho em um ciclo de marcha. A diferença significativa está indicada pelo símbolo*.

FASES	MAXIMO(°)		MINIMO(°)		ADM(°)		ANGULOS(°)	
	AT	AA	AT	AA	AT	AA	AT	AA
APOIO INICIAL	9,86 $\pm 4,99$	22,54* $\pm 10,43$	0,43 $\pm 4,18$	17,36 $\pm 9,61$	9,43 $\pm 2,28$	5,18* $\pm 3,53$	5,11 $\pm 4,44$	19,88* $\pm 9,98$
APOIO MEDIO	11,68 $\pm 5,63$	19,25* $\pm 8,66$	4,73 $\pm 5,03$	6,40 $\pm 4,67$	6,95 $\pm 2,42$	12,86* $\pm 5,67$	8,66 $\pm 5,42$	12,34* $\pm 6,46$
APOIO FINAL	21,73 $\pm 6,23$	19,99 $\pm 8,79$	1,02 $\pm 4,04$	4,22* $\pm 3,50$	20,71 $\pm 4,90$	15,76* $\pm 9,06$	6,29 $\pm 3,79$	8,52* $\pm 3,18$
BALANÇO INICIAL	58,70 $\pm 3,70$	58,50 $\pm 18,04$	24,53 $\pm 6,46$	22,28 $\pm 10,24$	34,18 $\pm 4,04$	36,22 $\pm 10,90$	43,12 $\pm 5,82$	40,92 $\pm 14,43$
BALANÇO MÉDIO	62,21 $\pm 3,11$	68,94* $\pm 18,45$	46,12 $\pm 4,92$	56,44* $\pm 15,28$	16,09 $\pm 4,37$	12,49* $\pm 5,96$	57,13 $\pm 3,07$	63,94* $\pm 17,57$
BALANÇO FINAL	42,77 $\pm 5,28$	56,17* $\pm 14,14$	-1,92 $\pm 4,28$	21,70* $\pm 8,28$	44,69 $\pm 4,77$	34,47 $\pm 14,92$	17,57 $\pm 5,60$	38,22* $\pm 8,89$

Tabela 3 – Média e (\pm DP) dos valores máximo, mínimo, amplitude de movimento, ângulos articulares para o tornozelo em um ciclo de marcha. A diferença significativa está indicada pelo símbolo *.

FASES	MAXIMO(°)		MINIMO(°)		ADM(°)		ANGULOS(°)	
	AT	AA	AT	AA	AT	AA	AT	AA
APOIO INICIAL	14,41 \pm 4,12	32,63* \pm 9,68	10,49 \pm 4,13	24,41* \pm 9,53	3,93 \pm 1,93	8,22* \pm 3,07	12,35 \pm 4,12	25,58* \pm 9,79
APOIO MEDIO	10,35 \pm 4,32	24,52* \pm 9,34	-2,67 \pm 4,05	10,17* \pm 7,10	13,02 \pm 2,28	14,35 \pm 5,17	3,55 \pm 4,38	16,44* \pm 8,03
APOIO FINAL	-3,18 \pm 3,83	11,88* \pm 7,17	-15,06 \pm 3,22	-0,96* \pm 7,31	11,88 \pm 3,78	12,84 \pm 5,94	-10,10 \pm 2,82	4,86* \pm 6,62
BALANÇO INICIAL	5,52 \pm 3,93	18,18* \pm 10,24	-12,52 \pm 3,70	3,15* \pm 7,78	18,04 \pm 2,30	15,03* \pm 5,52	-4,13 \pm 4,03	10,33* \pm 8,81
BALANÇO MÉDIO	18,76 \pm 2,81	32,19* \pm 10,56	6,81 \pm 4,23	18,84* \pm 9,84	11,95 \pm 2,74	13,35* \pm 3,24	13,96 \pm 3,32	26,31* \pm 10,72
BALANÇO FINAL	19,15 \pm 2,77	34,31* \pm 9,68	13,38 \pm 3,83	24,76* \pm 8,35	5,77 \pm 2,62	9,55* \pm 5,27	16,59 \pm 3,12	30,17* \pm 8,92