

PATRICIA VIEIRA DE SOUZA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA MARCHA DE CRIANÇAS EM
AMBIENTE AQUÁTICO**

FLORIANÓPOLIS

2006

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E
DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO**

PATRICIA VIEIRA DE SOUZA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA MARCHA DE CRIANÇAS EM
AMBIENTE AQUÁTICO**

Dissertação apresentada ao
Comitê Científico do Programa de
Pós-graduação em Ciências do
Movimento Humano, da Universidade
do Estado de Santa Catarina, como
requisito parcial para obtenção do
título de Mestre em Ciências do
Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Helio
Roesler

FLORIANÓPOLIS, SC

2006

PATRICIA VIEIRA DE SOUZA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA MARCHA DE CRIANÇAS EM
AMBIENTE AQUÁTICO**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre,
no curso de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do
Estado de Santa Catarina.

Comissão Examinadora:

Orientador: _____

Prof. Dr. Helio Roesler
Universidade do Estado de Santa Catarina.

Membro: _____

Profa. Dra. Stella Maris Michaelsen
Universidade Luterana do Brasil.

Membro: _____

Prof. Dr. Milton Zaro
Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Membro: _____

Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo
Universidade do Estado de Santa Catarina.

Membro: _____

Profa. Dra. Thais Beltrame
Universidade do Estado de Santa Catarina.

Florianópolis, 9 de junho de 2006.

Dedico este trabalho à todas as crianças que passaram pelas minhas mãos e às que ainda estão; na esperança de crescerem mais felizes e capazes.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, por me colocar em um caminho que eu não imaginava, e hoje sou muita grata por viver tão apaixonada pelo que faço;

Aos meus pais Luiz e Lucia e à minha querida irmã Mari por acreditarem em mim, mesmo quando eu não acredito; pela paciência, a força, as orações e todo amor e apoio que eu precisei durante o Mestrado;

Ao meu Orientador Dr. Helio Roesler, que me mostrou o meu potencial e confiou em mim nesses longos anos de caminhada;

A todas as crianças que participaram deste estudo, pela paciência, alegria e cooperação comigo e com a equipe, e aos pais pela confiança e disposição;

Ao meu grande amigo Gustavo Ricardo Schutz, meu companheiro nessa jornada. Ele foi meu exemplo, parceiro de muitas horas e a ajuda que eu sempre contei;

Aos meus amigos e também exemplos de pesquisadores Marcel Hubert e Alessandro Haupenthal, por tudo; por serem pessoas fantásticas, solícitas e altamente competentes;

À toda a Equipe do Laboratório de Biomecânica Aquática, pela ajuda e disposição para trabalhar: minha querida amiga Graziela, Carol, Luciano, Fábio, Elinai, Betina, Letícia, Guilherme e Rita; e especialmente às Professoras Suzana e Luciana que moram no meu coração e foram muito importantes no meu aprendizado;

À Andreza Garrett da Silva: não tenho palavras para agradecer tudo o que fez para mim nesses dois anos e meio;

À Néia, Andréia e toda a equipe Posturall que compreendeu e apoiou em todos os momentos;

Aos meus queridos pacientes pelas inconveniências que eu lhes causei em função do mestrado; por serem tão compreensivos e ainda me darem força para continuar;

À toda a equipe da Academia Catarinense de Ginástica, em especial ao Silvio, Guto, Edelweiss, Elaine e Mari;

Aos meus amigos pelo ombro, consolos e risadas, especialmente à Clarissa, que viveu o Mestrado junto comigo;

Ao meu padrinho Paulo Henrique Xavier de Souza, por me incentivar à pesquisa e mostrar para mim ser um grande exemplo de pessoa, profissionalismo e humildade; e pelo qual eu tenho a maior admiração do mundo.

...when you feel like hope is gone; look
inside you and be strong; and you'll
finally see the truth; that a hero lives in
you.

Autor Desconhecido

RESUMO

O objetivo dessa pesquisa foi analisar parâmetros biomecânicos da marcha de crianças normais de 7 a 12 anos em ambiente aquático. Analisou-se características cinemáticas e dinamométricas, a fim de se verificar o comportamento das mesmas no ambiente mais utilizado para a educação da marcha de indivíduos com as mais diversas patologias. Para a realização desse estudo foram utilizadas plataformas de força subaquáticas para aquisição das componentes vertical e anteroposterior das forças de reação do solo (FRS) e das curvas geradas por essas forças na caminhada dentro da água. Para aquisição dos dados cinemáticos, foram utilizadas câmeras filmadoras digitais com caixas estanques. Assim, foram analisados os ângulos do joelho e tornozelo através das imagens adquiridas, além dos valores espaço-temporais da marcha das crianças. Também foi realizada uma análise subjetiva das estratégias corporais da criança dentro da água e suas implicações nos picos de força. Após as coletas de dados da marcha na água as informações dinamométricas foram armazenadas e processadas pelo programa SAD32® versão 3.0. As imagens foram digitalizadas pelo software DeGeeMe (Geeware®). Foi realizada estatística descritiva para os resultados encontrados. Foram obtidas diversas conclusões acerca do movimento que as crianças realizam dentro da água: há uma redução de até 82% da carga corporal da criança em relação ao ambiente terrestre, e a curva de força vertical dentro da água assemelha-se a um trapézio. As crianças não realizam a fase negativa da curva anteroposterior, e a força anterior chega a 13% do peso corporal. A figura da curva lembra um triângulo. As crianças caminham com maior flexão de joelhos e fazem o contato inicial com o pé plano sobre a passarela. Há uma tendência na forma de flexionar ou estender os joelhos e tornozelos de influenciar significativamente nas curvas de força vertical adquiridas. Sugere-se um aprofundamento nos dados encontrados e o estudo de outras variáveis que também influenciam na marcha subaquática, para que a vida de crianças que necessitam de recuperação funcional possa ser melhorada.

Palavras-chave: marcha, biomecânica, crianças.

ABSTRACT

This research aimed to analyze biomechanic parameters of the gait of normal children from 7 to 12 years of age in the aquatic environment. kinematic and dynamometric characteristics were analyzed, in order to verify their behavior in the most used environment for gait rehabilitation of individuals with diverse pathologies. For the accomplishment of this study underwater force platforms were used for acquisition of the vertical and anteroposterior components of the ground reaction forces (GRF) of the curves generated by these forces. For acquisition of the kinematic data, digital videocameras with stanch cases had been used. Thus, the angles of the knee and ankle through the acquired images had been analyzed, and also the temporal values of the children gait. Was carried through subjective analysis of the corporal strategies of the child underwater and its implications in the force peaks. After the data collections the dynamometric information had been stored and processed by program SAD32® version 3.0. The images had been digitalized by DeGeeMe software (Geeware®). Descriptive statistics for the results was carried through. There are several conclusions concerning the movement that the children carry through underwater: there is a reduction of 82% of the corporal load of the child in relation to overground environment, and the curve of vertical force underwater resembles a trapeze. The children do not carry through the negative phase of the anteroposterior curve, and the anterior force achieves 13% of the corporal weight. The figure of the curve resembles a triangle. The children walk with bigger knee flexion and make the initial contact with the plain foot on the floor. There is a trend in the way to bend or to extend the knees and ankles to influence significantly in the acquired curves of vertical force. A deepening in the joined data is suggested and the study of other variables that also influence on underwater gait, so that lives of children who need functional recovery can be improved.

Key Words: gait, children, biomechanics.

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1 - Fases da marcha (Barela 2005)</i>	24
<i>Figura 2 - Duração dos períodos que compõem a marcha.</i>	26
<i>Figura 3 - Foto do sistema de análise de marcha subaquática composto pela passarela com plataformas de força acopladas e filmadora em caixa estanque perpendicular ao plano sagital para filmagem da criança no plano.</i>	39
<i>Figura 4 - Esquema do sistema de análise de marcha subaquática. Os números indicam os instrumentos utilizados: (1) Microcomputador; (2) passarela com plataformas de força acopladas(em preto); (3) filmadora em caixa estanque; (4)Sensor de tempo e (5) cronômetro.</i>	40
<i>Figura 5 - Foto das plataformas de força subaquáticas desenvolvidas por Roesler (1997).</i>	41
<i>Figura 6 - Detalhe da câmera na caixa estanque, presa a um estepe por meio de cordas e anilhas.</i>	42
<i>Figura 7 - Calibrador.</i>	43
<i>Figura 8 - Exemplo de curva da componente vertical da força de reação do solo para o 1º e 2º passos.</i>	54
<i>Figura 9 - Exemplo de curva da componente horizontal da força de reação do solo para o 1º e 2º passos.</i>	56
<i>Figura 10 - exemplo da curva força-tempo para a componente antero-posterior da FRS em crianças e em adultos.</i>	58
<i>Figura 11 - Exemplo da curva força-tempo para a componente antero-posterior da FRS das crianças.</i>	59
<i>Figura 12 - Curva média ($\pm$ desvio padrão - dp) para os ângulos no plano sagital (em graus) do joelho durante um ciclo completo do andar.</i>	63
<i>Figura 13 - Curva média ($\pm$ desvio padrão - dp) para os ângulos no plano sagital (em graus) do tornozelo durante um ciclo completo do andar.</i>	66
<i>Figura 14 - Exemplo de curva de força vertical de um sujeito que realizou o contato inicial do primeiro passo com o calcanhar e joelhos estendidos.</i>	70
<i>Figura 15 - Foto de um indivíduo realizando o contato inicial da marcha com o calcanhar.</i>	71
<i>Figura 16 - Foto de um indivíduo realizando o contato inicial da marcha com o pé plano e joelhos em flexão de 43°.</i>	72
<i>Figura 17 - Foto de um indivíduo realizando o contato inicial da marcha com o toque do antepé (no detalhe) e joelhos em flexão de 30°.</i>	73

<i>Figura 18 - Foto de um indivíduo realizando o apoio simples da marcha com o joelho em flexão.</i>	<i>74</i>
<i>Figura 19 - Exemplo de curva de força vertical de um sujeito que realizou toda a fase de apoio médio com os joelhos fletidos.</i>	<i>75</i>
<i>Figura 20 - Exemplo de curva de força vertical de um sujeito que realizou o contato inicial com flexão de joelhos e fez rápida extensão na fase de apoio médio.</i>	<i>76</i>
<i>Figura 21 - Exemplo de curva de força vertical de um sujeito que realizou pivô no primeiro passo.</i>	<i>77</i>

LISTA DE TABELAS

<i>Tabela 1: Movimento do Joelho no Plano Sagital</i>	<i>28</i>
<i>Tabela 2: Movimento do Tornozelo no Plano Sagital</i>	<i>29</i>
<i>Tabela 3: Características antropométricas dos sujeitos da pesquisa.....</i>	<i>38</i>
<i>Tabela 4: Média, desvio padrão e coeficiente de variação das variáveis de força vertical e antero- posterior.....</i>	<i>51</i>
<i>Tabela 5: Média, desvio padrão e coeficiente de variação das variáveis Velocidade e Tempos de Contato.....</i>	<i>60</i>
<i>Tabela 6: Deslocamento do Joelho do Ambiente Aquático</i>	<i>62</i>
<i>Tabela 7: Deslocamento Do Tornozelo No Ambiente Aquático.....</i>	<i>67</i>

SUMÁRIO

I INTRODUÇÃO	12
1.1 OBJETIVOS:	14
1.2 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS	15
1.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	16
II REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 O DESENVOLVIMENTO DA MARCHA	17
2.2 CARACTERÍSTICAS PRINCIPAIS DA MARCHA HUMANA EM AMBIENTE TERRESTRE	21
2.3 A MARCHA EM AMBIENTE AQUÁTICO	30
III MATERIAIS E MÉTODOS	37
3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO	37
3.2 LOCAL	37
3.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA	38
3.3 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS	39
3.4 ANÁLISE DE DADOS	46
3.5 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	50
IV APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	51
4.1 CARACTERIZAÇÃO DOS DADOS DINAMOMÉTRICOS	51
4.2 CARACTERIZAÇÃO DA MORFOLOGIA DAS CURVAS DE FRS	57
4.3 CARACTERIZAÇÃO DOS DADOS ESPAÇO-TEMPORAIS	59
4.4 CARACTERIZAÇÃO DOS DADOS ANGULARES	61
4.5 CARACTERIZAÇÃO DAS ESTRATÉGIAS UTILIZADAS PELAS CRIANÇAS E SUAS IMPLICAÇÕES NOS PICOS DE FORÇA	68
V CONCLUSÃO	79
VI REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	82

I INTRODUÇÃO

A marcha é um movimento complexo e objetivo final na reabilitação de pacientes com as mais diversas alterações neuromusculares e musculoesqueléticas (Perry, 2005). É o mais comum de todos os movimentos humanos. Compreende uma forma de movimentação das mais complexas que o ser humano aprende.

Somente quando este complexo sistema esquelético neuromuscular é alterado por uma lesão traumática, neuropatias, processos degenerativos ou fadiga, percebe-se as limitações em entender a complexibilidade biomecânica e os mecanismos de controle de movimento (WINTER, 1991).

A análise da marcha é reconhecida como ferramenta importante na abordagem clínica e no acompanhamento da evolução do tratamento de pacientes com incapacidades neuromusculares. A qualidade de vida de um paciente com necessidades especiais pode ser amplamente melhorada a partir da conquista da mobilidade independente. Para isso, o uso de órteses, cirurgias ortopédicas, medicamentos e fisioterapia são as principais opções de tratamento disponíveis para estes indivíduos (WHITE et al, 2005).

Entretanto, há ainda pouca avaliação objetiva dessas opções de tratamento existentes (WHITE et al, 2005). No mundo inteiro, os laboratórios de análise de marcha preocupam-se em diagnosticar e avaliar as alterações no padrão da caminhada de pessoas com as mais diversas patologias, a fim de detectar precocemente as falhas do processo e prescrever um tratamento e/ou correção

adequados (PERRY, 2005). No caso de crianças, a necessidade da verificação dos distúrbios da marcha é ainda mais urgente, uma vez que o tratamento precoce é fator determinante na vida adulta independente destes indivíduos (SUTHERLAND, 1988).

São inúmeras as patologias neurológicas e congênitas que acometem crianças desde o nascimento, e a fisioterapia visa promover o desenvolvimento neuropsicomotor e a vida independente desses pacientes. Para isso, um dos recursos mais utilizados é a hidroterapia (BECKER & COLE, 2000).

A reabilitação aquática é amplamente utilizada especialmente pela facilidade que oferece à criança de aliviar a carga sobre as articulações e aumentar seu equilíbrio (BECKER & COLE, 2000). Porém pouco se sabe sobre as reais alterações deste movimento em dados quantitativos, no que se diz respeito a variáveis biomecânicas (DAVID E ÁVILA, 2004; PERRY, 2005).

Investigadores clínicos tendem a observar medidas como comprimento da passada, cadência e ângulos das articulações porque é o que eles visualmente observam. Pesquisadores em neurologia direcionam suas pesquisas geralmente para mensuração dos sinais de atividade elétrica dos músculos utilizando eletromiografia e os investigadores em biomecânica analisam cinemática, forças de reação, momentos de força, potência, energia, etc (WINTER, 1991).

Analisando o embasamento teórico sobre marcha subaquática, denota-se que a maioria dos livros sobre hidroterapia (RUOTI et al, 2000, KUORI, 2000, CAMPION, 2000 e BATES & HANSON, 1998) cita somente o trabalho de Harrison & Bulstrode (1987) ou Harrison, Hillmann e Bulstrode (1992), realizados com adultos saudáveis.

Já as principais revistas científicas mundiais contém trabalhos sobre a verificação dos valores de força de reação do solo (ROESLER ET AL, 2006; MYIOSHI, 2004; BRITO ET AL, 2004), porém todas as pesquisas citadas expressam resultados encontrados para adultos.

A maioria dos trabalhos sobre a marcha em ambiente aquático existentes aborda a cinemetria ou a dinamometria. A análise conjunta da cinemetria com a dinamometria, visualizar o movimento e quantificar as forças atuantes em cada fase da marcha, sobretudo em crianças, torna-se inédita.

Para compreender situações anormais/patológicas de um fenômeno é necessário primeiramente estudar e conhecer este mesmo fenômeno em sua normalidade (SUTHERLAND, 1997).

Com base na importância de se conhecer o comportamento da marcha de crianças no ambiente aquático para posterior contribuição aos profissionais da saúde e reabilitação, este estudo se propôs a investigar como se apresentam as variáveis cinéticas e cinemáticas na marcha de crianças no ambiente aquático.

1.1 OBJETIVOS:

1.1.1 Geral:

Descrever variáveis cinéticas e cinemáticas na marcha de crianças normais no ambiente aquático.

1.1.2 Específicos:

- Verificar os valores dos componentes vertical e anteroposterior de força de reação do solo;
- Descrever as características da curva de força de reação do solo ;
- Verificar as variáveis espaço-temporais durante a marcha;
- Obter valores angulares das articulações do joelho e tornozelo na deambulação;
- Analisar as diferentes estratégias de realização da marcha no ambiente aquático e suas implicações nos valores de força aplicada.
- Comparar os valores dos resultados obtidos em ambiente aquático aos mesmos relativos à marcha em ambiente terrestre descritos pela literatura.

1.2 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

1. Força máxima das componentes vertical e anteroposterior da força de reação do solo.
2. Pico mínimo das curvas das componentes vertical e anteroposterior da força de reação do solo.
3. Morfologia das curvas vertical e anteroposterior da força de reação do solo.
4. Tempo do passo e da passada.

5. Velocidade média da marcha no ambiente aquático.
6. Valores dos ângulos articulares na flexão do joelho e tornozelo durante a caminhada.

1.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Foram estudadas crianças de 7 a 12 anos, sem alterações na marcha. A idade foi delimitada com base no processo maturacional da marcha infantil, que ocorre por volta dos 3,5 a 4 anos de idade, de acordo com Sutherland (1997). David e Ávila (2004) não encontraram diferenças significativas entre crianças de 6 a 10 anos de idade em termos de variáveis cinéticas e cinemáticas.

O estudo limitou-se a estudar somente as variáveis acima citadas no plano sagital, onde as alterações mais importantes no movimento de andar ocorrem (PERRY, 2005; SUTHERLAND et al. apud DEGANI, 2000).

O andar dos indivíduos foi estudado apenas na chamada “velocidade livre” de cada um, pois no meio aquático é difícil estabelecer velocidade padrão para as crianças.

As articulações do joelho e tornozelo foram eleitas para este estudo pela maior facilidade de análise a partir do software disponível.

II REVISÃO DE LITERATURA

2.1 O DESENVOLVIMENTO DA MARCHA

A infância é a época do aprendizado e do desenvolvimento, com crescimento em tamanho e experiência (SKINNER, 1998). A criança ao engatinhar utiliza os membros em uma seqüência típica quadrúpede, ou seja, só avança um dos membros quando os outros três estão apoiados no solo. Isto proporciona a estabilidade de um tripé. Essa estabilidade se perde quando se torna bípede, e embora a locomoção bípede pareça mais simples, requer um controle neural maior (ROSE & GAMBLE, 1998).

A capacidade de locomoção independente desenvolve-se naturalmente em toda criança sadia e apesar do ato de andar ser classificado muitas vezes como uma habilidade motora global a luz do critério de precisão de movimento (MAGILL, 1984, GALLAHUE E OZMUN, 2001), os mecanismos empregados pelo sistema motor para o controle de muitos graus de liberdade durante a execução do andar são extremamente sofisticados e precisos.

Uma observação detalhada das características cinemáticas e cinéticas do andar revela que os padrões de controle motor tem precisão igual ou ainda melhor do que os movimentos finos das mãos, principalmente quando se leva em conta as

magnitudes relativas das massas e dos comprimentos dos segmentos (WINTER, 1991).

A idade média do andar independente tem sido relatada aos dezoito meses de idade, com uma variação de 2 a 3 meses (ROSE & GAMBLE, 1998).Gallahue e Ozmun (2001) afirmam baseados em estudos prévios que a média de idade para atingir a marcha independente é em média 12,5 meses, com variação de 9 a 17 meses.

A compreensão dos padrões de marcha nas crianças depende da complexa interação entre crescimento e desenvolvimento.

Alguns fatores têm sido utilizados como indicadores de maturação da marcha, como o contato inicial do pé no solo utilizando o calcanhar; a presença da chamada onda de flexão do joelho, que consiste na flexão após o contato do calcanhar e subsequente extensão anteriormente à retirada do pé do solo; e o balanço recíproco dos membros inferiores e superiores. No entanto, como esses indicadores aparecem muito cedo, eles possuem um valor limitado, embora tenham a vantagem de serem de fácil identificação visual (DAVID, 2000).

De acordo com Gallahue e Ozmun (2001), o desenvolvimento da caminhada segue a seguinte seqüência:

1. Estágio Inicial – caracterizado pela dificuldade de manter a postura ereta, perda de equilíbrio imprevisível, pernas rígidas e hesitantes, passos curtos, pé inteiro em contato com a superfície, dedos virados para fora, base de apoio larga e flexão do joelho na fase de contato, seguido de rápida extensão da perna.
2. Estágio Elementar - há uma suavização gradual do padrão desenvolvido inicialmente. Aumenta a extensão do passo, há o

contato calcanhar-dedo, os braços ficam soltos nas laterais com oscilação limitada, e a base de apoio esta dentro das dimensões laterais do tronco. A tendência dos dedos para fora é reduzida ou eliminada, balanço pélvico irregular melhorado, e elevação vertical aparente.

3. Estágio Maduro – a oscilação dos braços é automática, a base de apoio encontra-se reduzida, o passo é relaxado e alongado, há elevação vertical mínima, e o contato calcanhar-dedo é definido.

Vários autores descrevem o padrão de caminhada amadurecido entre os 4 e 7 anos de idade (GALLAHUE E OZMUN, 2001). De acordo com Sutherland et al (1988), dever-se-ia esperar que aos 6-7 anos de idade a marcha da criança se revestisse de todas as características eletromiográficas, cinemáticas e cinéticas do adulto. Antes disso, lentamente vão se formando os padrões de caminhada maduros, sendo que as primeiras características a se estabilizarem na criança são as cinéticas e cinemáticas, e por ultimo as temporais e espaciais (VIEL et al, 2001).

As maiores diferenças encontradas por Sutherland (1997) no andar em crianças de 1 a 7 anos de idade foram nas variáveis espaço-temporais, ao contrario das medidas angulares e forças de reação do solo. Tais diferenças estariam ligadas primariamente Às mudanças no tamanho dos segmentos corporais, e depois à maturação do sistema de controle motor.

As rotações no plano sagital de crianças de 2 anos são similares às dos adultos. Crianças menores que 2 anos permanecem com os joelhos flexionados e em dorsiflexão durante a fase de apoio. A onda de flexão do joelho ainda não é bem definida. A rotação externa do quadril é mais pronunciada e o movimento recíproco

dos membros inferiores e superiores é observado por volta dos dezoito meses (SUTHERLAND, 1997; VIEL et al, 2001). As características cinemáticas da criança só se completam aos 4 anos de idade, conforme Viel et al (2001), e Sutherland (1997). Entretanto, Ganley e Powers (2005) encontraram diferenças em relação aos momentos de plantiflexão de crianças de 6-7 anos de idade, comparado aos adultos, porém a cinemática e cinética do joelho não apresentou diferença significativa, corroborando com a afirmação de que aos 7 anos os parâmetros cinemáticos são idênticos aos dos adultos.

Nos parâmetros espaço-temporais, foi observado que com a maturidade do andar a cadência diminui enquanto a velocidade e o comprimento do passo aumentam. A cadência aos sete anos ainda é 26% maior em relação aos adultos, enquanto a velocidade aumenta de forma linear de 1 a 3 anos, tornando-se menos intensa dos 4 aos 7 anos, embora a relação ainda permaneça linear.

Quanto às forças de reação do solo, as curvas das componentes médio-lateral e Antero-posterior mostraram-se semelhantes às dos adultos. Já a componente vertical teve a deflexão entre os picos maior para as crianças menores quando comparadas com as mais velhas e adultos (SUTHERLAND, 1988). Engsberg et al (1998) estabeleceu dados normativos para picos específicos da componente vertical da força de reação do solo para crianças de 6 a 16 anos. 225 crianças foram analisadas caminhando e velocidade padronizada de $1,2 \text{ m/s} \pm 10\%$. Não foram encontradas diferenças, entre as faixas etárias, quanto à magnitude e intervalos de tempo dos picos de força e impulso.

David (2000) realizou um estudo com crianças de 6 a 10 anos em ambiente terrestre e velocidade auto-selecionada por cada sujeito. A magnitude da força vertical encontrada por David (2000), normalizada pelo peso corporal (PC) dos

sujeitos foi de 120% PC, com um coeficiente de variação de 11%. Na comparação feita pela autora entre faixas etárias, não houve diferença significativa entre os grupos.

Dessa forma, conclui-se que até os 7 anos de idade todos os parâmetros biomecânicos já estão estabelecidos (PERRY, 2005; GANLEY E POWERS, 2005; DAVID, 2000; SUTHERLAND, 1997).

2.2 CARACTERÍSTICAS PRINCIPAIS DA MARCHA HUMANA EM AMBIENTE TERRESTRE

De acordo com Amadio (1996) e Enoka (1988), a marcha humana possui dois modos: andar e correr. A distinção entre esses dois modos está na configuração do percentual de cada ciclo, onde o corpo é suportado pelo contato do pé com o chão. Durante o andar, períodos de apoio simples se alternam com breves instantes de duplo apoio, intercalados por não-apoio unilateral de um pé, enquanto o correr envolve seqüências alternadas de suporte e não-suporte (portanto ausência de duplo-apoio), além de maior velocidade. A marcha humana é composta por duas fases: o período de suporte ou apoio é conhecido como fase de apoio (60% do ciclo caminhar), e o de não-suporte é conhecido como balanço (40% do ciclo caminhar).

O andar é composto por ciclos repetitivos de passos e passadas. Um ciclo do andar é caracterizado pelo início de um determinado evento por um membro e continua até que o mesmo evento se repita novamente com o mesmo membro (WINTER, 1983).

Um passo se refere ao início de um evento por um membro até o início do mesmo evento com o membro contralateral e passada se refere a um ciclo completo do andar, que se refere ao início de um evento por um membro até o início do mesmo evento com o mesmo membro. Tipicamente, o evento para delimitar o passo ou a passada é o toque do calcanhar no chão, mas qualquer evento poderia ser utilizado.

Em cada passo, o corpo acelera e desacelera levemente, levanta e abaixa alguns centímetros e ondula levemente de um lado para o outro (ROSE & GAMBLE, 1998). Em cada passada, três tarefas funcionais devem ser realizadas (PERRY, 2005):

1) *aceitação do peso*, em que ocorre a transferência do peso corporal sobre um membro;

2) *apoio sobre um único membro*, uma vez que o membro contralateral perde o contato com o chão;

3) *avanço do membro em balanço*, de modo que para avançar o membro à frente, esse oscila no mesmo sentido.

Ainda com relação à passada, ela pode ser dividida em períodos e fases do andar. Pelo menos um pé permanece em contato com a superfície durante cada ciclo do andar. Conseqüentemente, dois períodos são identificados em cada ciclo: período de apoio e período de balanço (PERRY, 2005). Durante o período de apoio, o pé toca a superfície de contato, enquanto que no período de balanço, o mesmo pé não tem contato algum com essa superfície e a perna oscila em preparação para o próximo contato desse pé com a superfície (FIGURA 1).

O período de apoio, por sua vez, pode ser subdividido em três intervalos distintos:

1) *apoio duplo inicial*, quando os dois pés estão tocando a superfície de contato;

2) *apoio simples*, quando um pé está oscilando enquanto que o outro está em contato com a superfície;

3) *apoio duplo final*, quando os dois pés tocam a superfície de contato novamente.

Conforme Perry (2005), as oito fases que ocorrem durante um ciclo da passada o andar têm um objetivo funcional. Sendo assim, as fases do período de apoio são:

1. *Contato inicial*, que começa o ciclo da passada;
2. *Resposta à carga*, que é quando a superfície plantar toca a superfície de contato;
3. *Apoio médio*, que ocorre quando o pé contralateral (em balanço) passa o pé de apoio;
4. *Apoio final*, que ocorre conforme o pé perde o contato com a superfície;
5. *Pré-balanço*, que finaliza o período de apoio conforme o pé deixa a superfície de contato.

Seguindo a mesma nomenclatura, as fases do período de balanço são:

1. *Balanço inicial*, que começa imediatamente após a perda de contato do pé com a superfície e a perna é acelerada à frente;
2. *Balanço médio*, que ocorre quando o pé passa sob o corpo e coincide com o apoio médio do pé contralateral;

3. *Balanço final*, que ocorre quando a perna se prepara para o próximo toque do pé na superfície de contato.

Os períodos e fases da marcha descritos acima podem ser visualizados na Figura 1:

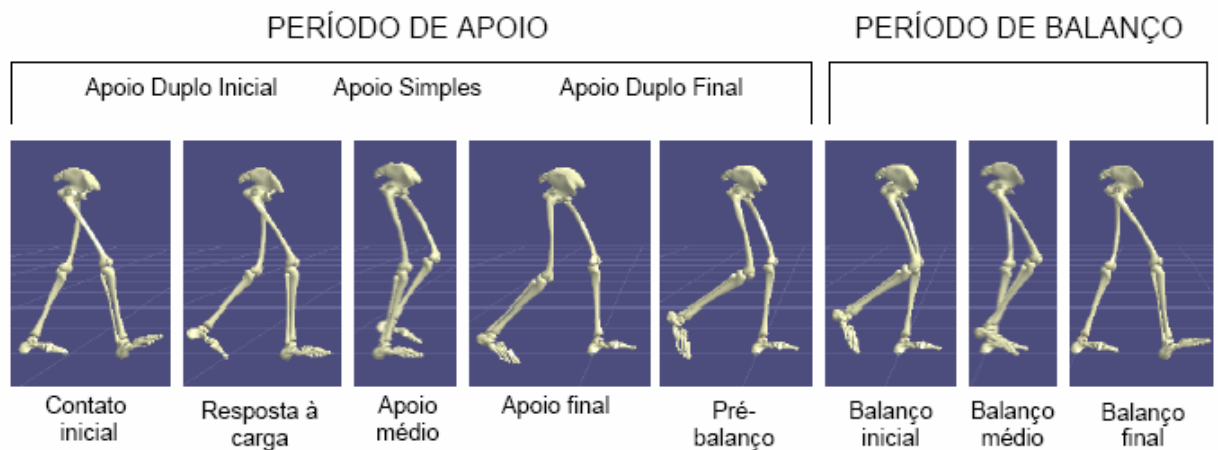


Figura 1 - Fases da marcha (Barela 2005)

Os eventos referentes ao ciclo do andar que foram apresentados são considerados eventos temporais. Dessa maneira, medidas relacionadas à velocidade, duração do período de apoio e do período de balanço, e cadência (ou frequência) são normalmente investigadas nos estudos sobre o andar. Há também aspectos relacionados às medidas de distância, que são os casos dos comprimentos do passo e da passada. Normalmente, o ciclo do andar é normalizado pela porcentagem do ciclo, iniciando com o primeiro contato do pé no chão (0%) até o próximo contato deste no chão (100%). Com essa normalização, comparações entre indivíduos ou condições que apresentem durações diferentes são possíveis de serem feitas (WINTER, 1991).

As medidas mencionadas acima, portanto, constituem as características da passada dos indivíduos e representam a capacidade básica do andar deles. Sendo

assim, a velocidade do andar é considerada como uma medida fundamental, uma vez que ela define a razão do deslocamento das pessoas pelo tempo necessário para percorrer uma determinada distância (PERRY, 2005). Normalmente, os indivíduos são solicitados a selecionarem uma velocidade confortável para andar, que é tratada no presente estudo como velocidade confortável auto-selecionada. Para adultos normais, essa velocidade é em média 1,37 m/s (PERRY, 2005).

A cadência é o número de passos (ou passadas) realizados por um determinado período de tempo e é apresentada, normalmente, como passos/minuto (ou passadas/minuto). Sendo assim, a cadência pode ser calculada pela razão entre a velocidade da passada e o comprimento da passada, ou ainda, pode ser calculada pela razão entre um e a duração da passada. A cadência livre ou natural do andar é aquela que o indivíduo atinge quando for instruído a andar o mais naturalmente possível (WINTER, 1991). Para adultos normais, a cadência média é de 113 passos/minuto (PERRY, 2005), ou 1,88 passos/s.

A duração dos períodos de apoio e de balanço é apresentada em relação à porcentagem do ciclo do andar (uma passada). Para cadência natural, a duração do período de apoio é de aproximadamente 60% enquanto que do período de balanço é de aproximadamente 40%. Dentro do período de apoio, a duração do período de apoio duplo é de aproximadamente 20% do ciclo do andar, sendo 10% durante o apoio duplo inicial e 10% durante o apoio duplo final (PERRY, 2005).

Na Figura 2 visualiza-se os períodos de duração de cada fase da marcha dentro do apoio e balanço quem compõem o ciclo.

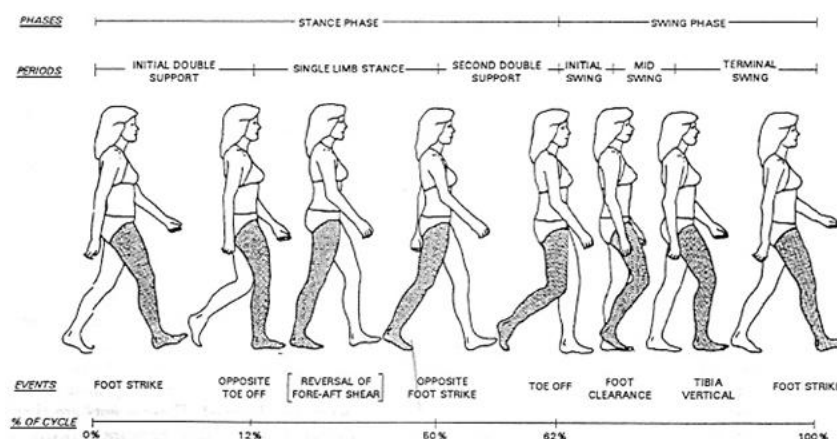


Figura 2 - Duração dos períodos que compõem a marcha.

É importante notar que à medida que a velocidade do andar aumenta, a duração do período de apoio diminui e a do período de balanço aumenta (SUTHERLAND, 1998).

O comprimento da passada, por outro lado, é a distância horizontal percorrida durante uma passada (WINTER, 1991). Essa distância, para adultos normais, é em média 1,41 metros (PERRY, 2005).

A duração (em segundos) da passada pode ser definida pela razão entre o comprimento e a velocidade da passada. Conforme as informações apresentadas anteriormente, a duração da passada é em média 1,03 s.

Apesar da importância em se descrever as características temporais e espaciais do andar bípede, cabe mencionar que o andar não se resume apenas a estas características. Pelo contrário, tais características são decorrentes da combinação natural de vários fatores, tais como, mobilidade articular, controle neural, e força muscular (PERRY, 2005), o que torna o andar uma ação complexa. A abordagem que parece ser mais adequada para descrever a complexidade do andar vem do domínio da mecânica clássica, em que a biomecânica tem a maior

responsabilidade para estabelecer o conhecimento científico relevante (WINTER, 1983).

2.2.1 Deslocamentos principais do corpo no plano sagital durante a marcha de crianças em ambiente terrestre

A marcha humana ocorre como resultado do sincronismo de movimento de quase todas as partes importantes do corpo. Tais movimentos ocorrem nos três planos espaciais, todavia serão discutidos neste tópico somente aqueles ocorridos no plano sagital.

Durante a marcha normal, o centro de massa do corpo sofre pequenos deslocamentos, tendendo a continuar dentro da pelve e conferindo estabilidade ao tronco (evita inclinação). Ele descreve uma curva sinusóide suave no plano de progressão. Os vértices dessas oscilações aparecem na fase de apoio médio, enquanto os vales caracterizam a metade da fase de duplo apoio (ROSE & GAMBLE, 1998).

De acordo com os achados de David e Ávila (2004), na criança normal a pelve apresenta movimentos de flexão bastante simples, mantendo-se uma curva sinusóide durante todo o ciclo da marcha. Sua máxima extensão ocorre no momento do apoio do pé oposto no solo e sua máxima flexão (15 a 30 graus) ocorre no final da fase de balanço.

A curva de flexão e extensão do joelho segue duas ondas de flexão. O joelho do membro de apoio flexiona quando o corpo passa sobre ele. A perna inicia o apoio no toque do calcanhar com o joelho em extensão quase total. Ao terminar a fase de contato do pé com o solo, a flexão de joelho chega a uma amplitude de 15 graus.

Isto auxilia na absorção do choque com a transferência de peso, e encurta o membro evitando translação excessiva do centro de massa.

A segunda onda de flexão inicia quando o calcanhar começa a se elevar do solo e alcança valor máximo durante a fase de balanço quando atravessa o pé oposto. Essa flexão evita o arrasto do pé no solo (David e Ávila, 2004). A seguir a Tabela 1 (Perry, 2005) ilustra o deslocamento do joelho no plano sagital em todas as fases da marcha.

Tabela 1: Movimento do Joelho no Plano Sagital

Fonte: Perry, 2005.

Movimento do joelho durante uma passada	
Flexão até 18°	0% - 15% do CM
Extensão até 5°	15% - 40% do CM
Flexão até 65°	40% - 70% do CM
Extensão até 2°	70% - 97% do CM

A curva de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo é a mais complexa no plano sagital. Primeiro ocorre flexão plantar - devido ao momento de força gerado pela força de reação do solo – que se estende até o momento do apoio total do pé no solo, antes do desprendimento do pé oposto.

Logo após acontece a dorsiflexão no apoio simples, correspondendo a passagem do corpo sobre o pé em apoio. Ao final do apoio simples o calcanhar começa a se elevar, e os flexores plantares aumentam sua força, diminuindo a dorsiflexão sem retornar à posição neutra. A flexão plantar começa no desprendimento do pé e atinge o máximo (cerca de 20 a 25 graus) quando o pé é elevado ao solo, diminuindo até o final da fase de balanço.

Na Tabela 2 estão descritos os graus de plantiflexão e dorsiflexão em cada período do ciclo completo da marcha. Esta tabela também foi retirada de Perry (2005):

Tabela 2: Movimento do Tornozelo no Plano Sagital

Fonte: Perry, 2005.

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

2.2.2 Características da força de reação do solo (FRS) durante a marcha em ambiente terrestre

A força de reação do solo é a resposta à força que o corpo aplica na terra durante a fase de apoio, e possui duas componentes horizontais e uma vertical.

A componente vertical da FRS reflete a ação do corpo contra a gravidade. A curva característica dessa força assemelha-se a letra M, por possuir dois picos bem definidos. Esses picos excedem em média 20% do peso corporal (ROESLER et al, 2006; PERRY, 2005).

O primeiro pico de força acontece na fase de apoio, no contato do calcanhar com o solo. O segundo pico de força define-se na retirada do pé do solo. Entre os dois valores máximos há uma deflexão correspondente relacionada à flexão do joelho do membro de apoio para reduzir o deslocamento do centro de massa.

2.3 A MARCHA EM AMBIENTE AQUÁTICO

2.3.1 Os princípios físicos que influenciam a marcha na água

A marcha em ambiente aquático acontece de maneira diferente do ambiente terrestre em vários aspectos. Isso acontece pois a água possui propriedades capazes de interferir no corpo humano e nos movimentos executados por ele.

Os efeitos terapêuticos e fisiológicos da água são extremamente amplos. É o resultado de uma série de efeitos relacionados a forças físicas atuando sobre o organismo, combinada com os efeitos - pouco compreendidos – da imersão sobre a psique humana.

Quase todos os efeitos fisiológicos da água estão relacionados aos princípios da hidrodinâmica.

Quando um corpo se encontra imerso na água, esse corpo percebe uma pressão que a água exerce sobre ele. Tal pressão é definida como uma força que atua perpendicularmente em cada ponto da superfície desse corpo dividida pela área dessa superfície.

A maneira como a pressão é transmitida em um fluido (no caso, a água) é enunciada pelo princípio de Pascal. De acordo com esse princípio, a pressão aplicada a um fluido confinado em um recipiente é transmitida sem qualquer alteração a todos os pontos do fluido e às paredes do recipiente. Sendo assim, se a pressão dentro de uma piscina for alterada pela ação de uma pessoa que simplesmente movimenta a mão em um de seus cantos, o aumento de pressão será o mesmo em todos os pontos da água da piscina.

A pressão aumenta conforme a profundidade aumenta. Portanto, para sustentar o peso de uma pessoa parada na posição vertical na água, a pressão sob a extremidade inferior (base) dessa pessoa é maior do que na extremidade superior (ápice).

No ambiente aquático, além da pressão, há também a força empuxo que atua sobre o corpo imerso e parado na água. A força empuxo é uma força com a mesma direção que a força peso (produto da massa de um corpo pela ação da gravidade), mas com sentido contrário, e é enunciada como o princípio de Arquimedes.

Conforme esse princípio, um corpo que está parcial ou totalmente submerso na água experimentará uma força de empuxo para cima que é igual ao peso do volume de água deslocado por esse corpo. A força empuxo é a consequência da pressão do fluido ser maior na base do que no ápice de um corpo (TIPLER, 2000).

A densidade mede quanto de massa de um corpo há por unidade de volume (massa/volume). Se a densidade de um corpo imerso for igual ou menor que a densidade da água, o corpo irá flutuar, e se a densidade for maior, ele irá afundar.

Quando um corpo ou seus segmentos se movimentam imersos no meio líquido, há ainda forças de arrasto e propulsivas que interferem nos movimentos desse corpo.

As forças de arrasto atuam na mesma direção do movimento, mas com sentido contrário, o que proporciona resistência ao movimento. Já as forças de propulsão atuam na mesma direção e no mesmo sentido do movimento, o que facilita o movimento. A força de arrasto depende da densidade da água, da área frontal e da velocidade do corpo em movimento.

No caso do andar em ambiente aquático, as forças de arrasto são as forças que mais se destacam, uma vez que quando o corpo se movimenta na água, os

movimentos são resistidos pela água. Dessa forma, é importante destacar que quanto mais submerso o corpo estiver na água, maior é a força de arrasto sobre ele.

Um outro aspecto importante referente à força de arrasto é sua relação com a velocidade do movimento. Essa velocidade é o fator que mais interfere na força de arrasto. Sendo assim, ao se duplicar a velocidade de locomoção na água, por exemplo, se quadruplica a força de arrasto.

Por causa das forças presentes no ambiente aquático, algumas vantagens e desvantagens podem ser encontradas durante a prática de atividade física dentro da água. A força empuxo se opõe à força da gravidade e reduz o peso corporal aparente (como já mencionado anteriormente). Conseqüentemente, há diminuição das forças de compressão nas articulações (SHELDAHL, 1986), e os movimentos podem ser realizados mais livremente na água do que na terra (WHITE, 1995).

Em contrapartida, a força de arrasto proporciona resistência ao movimento, dificultando-o e podendo reduzir a sua velocidade. Em compensação, tal resistência pode propiciar fortalecimento muscular, e tempo maior para execução dos movimentos.

Ainda, ao se movimentar contra a resistência da água, o ambiente aquático é alterado constantemente, o que pode melhorar a capacidade de manutenção do equilíbrio.

2.3.2 Aspectos biomecânicos da marcha no ambiente aquático

A quantificação da diminuição de carga no aparelho locomotor no ambiente aquático foi inicialmente estudada por Harrison & Bulstrode em 1987, através da

mensuração do peso hidrostático estático de pessoas em diversos níveis de imersão.

Esta redução do peso hidrostático era utilizada para embasar os trabalhos com atividades aquáticas, embora se soubesse que os valores iriam variar quando os indivíduos estivessem em movimento.

Já em 1992, Harrison, Hillmann e Bulstrode mensuraram pela primeira vez a componente vertical da força de reação ao solo (FRS) em 9 sujeitos com estatura de 1,65 a 1,82 m. Foi feita a comparação entre a marcha subaquática no nível 1,1 e 1,3m de profundidade com a marcha fora da água. Os sujeitos caminharam em duas velocidades subjetivamente determinadas como lenta e rápida.

Para a profundidade de 1,3m os valores da componente vertical da força de reação do solo foram de 0,5 a 0,75N/PC para as situações rápidas e 0,25 a 0,5N/PC para as situações lentas. Este trabalho conseguiu quantificar a força resultante e o autor é amplamente citado na literatura (RUOTI et al,2000), (KUORI, 2000), (CAMPION,2000), (BATES & HANSON, 1998).

Em outro estudo que faz parte do contexto da linha de pesquisa relacionada à biomecânica aquática, tem-se que Nakazawa et al. (1994) mensuraram a componente vertical da força de reação em 4 profundidades diferentes (0,4; 0,7; 1,0; 1,2m) utilizando para tal uma plataforma de força subaquática (Patela Co., Ltd, Japan) projetada especialmente para o estudo.

Brito et al.(2004) constataram que em uma profundidade de imersão no nível de quadril, a componente vertical da força de reação do solo, durante um salto vertical, atingiu um percentual médio de redução geral de 51%, sendo que houve diferença entre os homens e as mulheres, obtendo-se os percentuais médios de redução de 39% e 52%, respectivamente.

Nakasawa, Yano e Miyashita realizaram um trabalho sobre a força de reação vertical do solo durante a marcha na água. Seis sujeitos participaram do estudo que foi realizado com quatro profundidades de imersão: 0,4; 0,7; 1,0 e 1,2m. Os autores deixaram os sujeitos selecionarem a velocidade mais confortável na água e a controlaram com um metrônomo. Em 0,7m de imersão os valores da componente vertical da força de reação do solo foram de 0,8N/PC, em 1,0m ficaram entre 0,4 a 0,6N/PC e em 1,2m entre 0,4N/PC.

A marcha dentro da água, apesar de presente na maior parte dos protocolos de reabilitação aquática, ainda é pouco explorada na literatura em termos de variáveis biomecânicas quantitativas. Assim, levando à falta de parâmetros quantitativos para os Fisioterapeutas, Educadores Físicos e demais profissionais envolvidos no processo de reabilitação ou treinamento.

Em se tratando de movimento articular, o padrão e a amplitude de movimento foram investigados, e mais uma vez, diferenças foram encontradas entre o andar nos ambientes terrestre e aquático para a maioria das articulações investigadas (DEGANI & BARELA, 2001; YAMAMOTO, NAKAZAWA & YANO, 1995).

O padrão de movimento das articulações do joelho e tornozelo, no período de apoio, de adultos andando em velocidades auto-selecionadas confortável ou rápida (YAMAMOTO, NAKAZAWA & YANO, 1995) foi diferente na água em relação à terra.

Já a articulação do quadril, de acordo com os mesmos estudiosos, não apresentou qualquer diferença entre os dois ambientes. YAMAMOTO, NAKAZAWA e YANO (1995) salientaram que as diferenças constatadas foram observadas principalmente durante o contato inicial do pé com a superfície.

Sendo assim, a articulação do joelho apresentou maior flexão e a do tornozelo apresentou maior flexão quando se andou na água do que quando se andou fora da

água. O mesmo resultado foi encontrado para idosos com relação à articulação do joelho (BARELA, 2005; DEGANI & BARELA, 2001).

A amplitude de movimento da articulação do tornozelo foi observada durante o período de apoio (YAMAMOTO, NAKAZAWA & YANO, 1995), no início do período de balanço (GEHM et al., 2003) do andar de adultos e durante o ciclo completo do andar de idosos (BARELA, 2005; DEGANI & BARELA, 2001).

Para as articulações do joelho e quadril, a amplitude de movimento foi maior no ambiente aquático do que no ambiente terrestre para o andar dos adultos na velocidade confortável e rápida apenas (YAMAMOTO, NAKAZAWA & YANO, 1995).

Com relação aos aspectos temporais e espaciais do andar, diferenças foram encontradas entre os ambientes terrestre e aquático. A velocidade adotada para andar no ambiente aquático é mais lenta do que a velocidade adotada para andar no ambiente terrestre (ROESLER ET AL 2005; MIYOSHI et al., 2004).

Tal diferença encontrada entre os dois ambientes foi observada para diferentes faixas etárias e níveis de imersão do corpo na água. E mesmo quando se solicitou aos executantes que andassem mais lentamente ou mais rapidamente, a velocidade foi menor no ambiente aquático do que no ambiente terrestre (MIYOSHI et al., 2004).

A duração do período de apoio é maior no ambiente aquático, mas não é diferente entre diferentes níveis de imersão para os adultos (BECKER et al., 2003).

Da mesma forma que o período de apoio, a duração do período de balanço foi maior no ambiente aquático do que no terrestre para os adultos (GEHM et al., 2003), porém não se alterou frente a diferentes profundidades (BECKER et al., 2003).

Já com relação ao comprimento da passada, GEHN et al. (2003) verificaram que esse foi maior no ambiente aquático do que no terrestre para os adultos.

Quando se comparou o comprimento da passada no ambiente aquático em diferentes profundidades, nenhuma diferença foi encontrada (BECKER et al., 2003).

III MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo foi organizado na seguinte ordem: caracterização do estudo, local, população e amostra, descrição dos instrumentos e procedimentos de coleta, análise dos dados e tratamento estatístico.

3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

Esta pesquisa caracteriza-se como descritiva exploratória, conforme Rudio (1986).

3.2 LOCAL

O estudo foi realizado junto ao Laboratório de Pesquisas em Biomecânica Aquática e na piscina do CEFID-UDESC.

A piscina do CEFID possui 25mX16m, profundidade mínima de 1,1m e máxima de 1,8m. Este fator foi determinante na seleção da amostra, uma vez que o nível de imersão deveria ser o mesmo para todos os indivíduos.

3.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA

A população consistiu de crianças sem alterações de marcha de 7 a 12 anos. As crianças eram residentes de Florianópolis, e intencionalmente escolheu-se indivíduos que se adaptassem às condições da pesquisa.

Oitenta crianças foram chamadas a participarem deste estudo. Foram recolhidos os dados antropométricos e as crianças foram divididas em grupos pela altura do chão ao processo xifóide do esterno. Foram escolhidos os indivíduos que tivessem as mesmas alturas do processo xifóide ao chão para que o estudo fosse realizado no mesmo nível de imersão.

64 crianças possuíam características antropométricas similares. Destas, 34 crianças não se adaptaram à marcha na passarela subaquática. Algumas não possuíam contato prévio com o meio líquido; outras não possuíam comprimento de passo suficiente para pisar adequadamente nas plataformas.

A amostra final foi composta por 30 crianças, sendo 17 do sexo feminino e 13 do sexo masculino. A média de idade foi 10,5 ($\pm 1,5$) anos. Os indivíduos pesavam em média 40,3($\pm 8,6$) Kg e a estatura foi em média 1,45($\pm 0,1$) metros. A tabela a seguir mostra as características antropométricas dos sujeitos.

Tabela 3: Características antropométricas dos sujeitos da pesquisa.

	N	$\overline{X}$	S	CV%
Idade (anos)	30	10,5	1,5	13,6
Massa Corporal (kg)	30	40,3	8,6	21,5
Estatura (m)	30	1,45	0,1	6,8

($\overline{X}$) = média, (s) = desvio padrão, (CV%) = coeficiente de variação

3.3 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS

3.3.1 O sistema de Aquisição dos dados

Para a realização deste estudo foi construído um sistema de aquisição de dados dinamométricos e cinemáticos. Uma passarela de 6,15 m de comprimento foi disposta no fundo da piscina. Duas plataformas de força foram dispostas entre os blocos de madeira que compunham a passarela. Uma câmera filmadora digital foi disposta a uma distância de 1m da passarela, perpendicular ao plano sagital, como pode ser visto na Figura 2. Um sincronizador de sinais era acionado no momento do contato inicial da criança na primeira plataforma. A Figura 2 a seguir ilustra o sistema de análise montado no fundo da piscina.

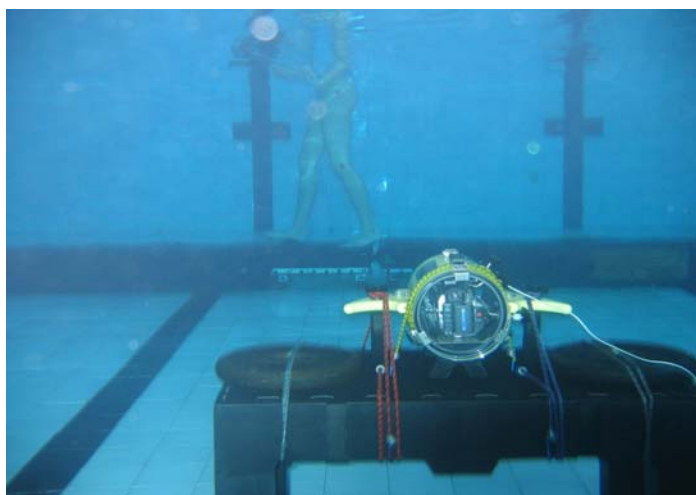


Figura 3 - Foto do sistema de análise de marcha subaquática composto pela passarela com plataformas de força acopladas e filmadora em caixa estanque perpendicular ao plano sagital para filmagem da criança no plano.

Para medir a velocidade da marcha de cada criança, um sensor de tempo foi posicionado na borda da piscina, marcando o tempo que a criança levava para

cruzar a distância de 1,45m na passarela. A Figura 4 representa o esquema montado na piscina.

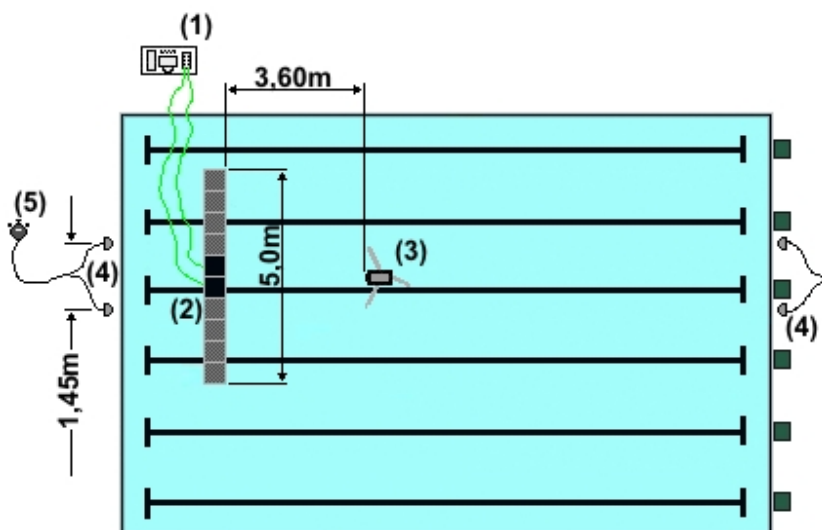


Figura 4 - Esquema do sistema de análise de marcha subaquática. Os números indicam os instrumentos utilizados: (1) Microcomputador; (2) passarela com plataformas de força acopladas(em preto); (3) filmadora em caixa estanque; (4)Sensor de tempo e (5) cronômetro.

A descrição dos instrumentos que compõem o sistema de aquisição de dados desta pesquisa está detalhada a seguir:

3.3.1.1 As plataformas de força subaquáticas

Os dados dinamométricos foram adquiridos por duas plataformas de forças subaquáticas desenvolvidas por Roesler (1997). A Figura 5 mostra em detalhe as plataformas usadas nesta pesquisa. As plataformas são extensométricas e possuem dimensões de 500X500mm, com sensibilidade de 2N, erro inferior a 1% e frequência natural de 60Hz. A taxa de aquisição usada foi de 600Hz.

As plataformas são conectadas a uma placa CIO-EXPBRIDGE de 16 canais como ponte de Wheatstone e condicionamento de sinais e o conversor A/D CIO-DAS-16-Jr com capacidade para 16 canais e limite máximo de aquisição de 60 kHz, ambos da empresa Computer Boards.

Blocos de madeira de dimensões idênticas às das plataformas de força foram construídos para compor a passarela sobre a qual os indivíduos caminharam para aquisição dos dados.

Foram adquiridas as curvas de força nos componentes vertical (F_y) e antero-posterior (F_x) da força de reação do solo.

Para a aquisição dos dados foi utilizado o sistema de aquisição e tratamento de dados SAD 2 versão 3.0(SILVA E ZARO, 2001).



Figura 5 - Foto das plataformas de força subaquáticas desenvolvidas por Roesler (1997).

3.3.1.2 Instrumentos para a Análise Cinemática

Para a aquisição dos dados da cinemetria foi utilizada uma câmera filmadora digital VHS com frequência de 30hz. A câmera foi colocada em uma caixa estanque para filmagem subaquática.

A caixa estanque foi posicionada em um estepe a uma altura de 0,57m, de forma que conseguisse filmar o corpo da criança passando pelas plataformas. A distância entre o sistema de filmagem e a passarela foi 3,6m. A caixa estanque presa ao suporte subaquático é melhor visualizada na Figura 6.

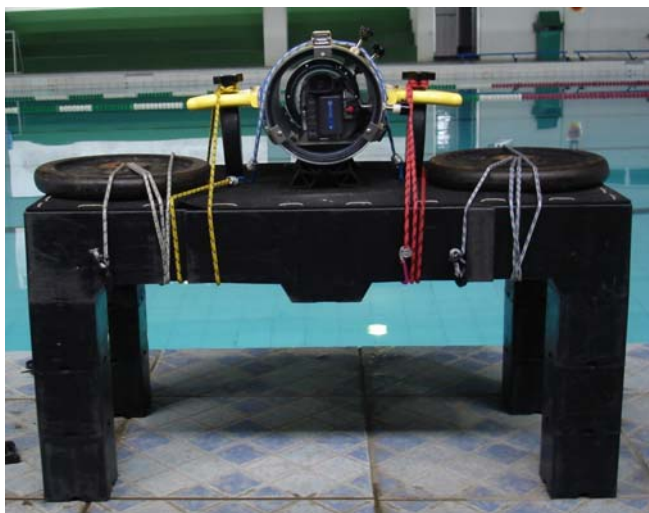


Figura 6 - Detalhe da câmera na caixa estanque, presa a um estepe por meio de cordas e anilhas.

Para digitalização das imagens foram marcados com caneta especial os pontos determinantes dos ângulos formados pelos segmentos corporais do joelho e tornozelo. Um calibrador externo de dimensões 2m X 1,5m com marcações a cada 0,5m foi usado neste estudo. A figura 7 mostra uma foto do modelo utilizado. O calibrador foi filmado previamente à passagem de cada criança.

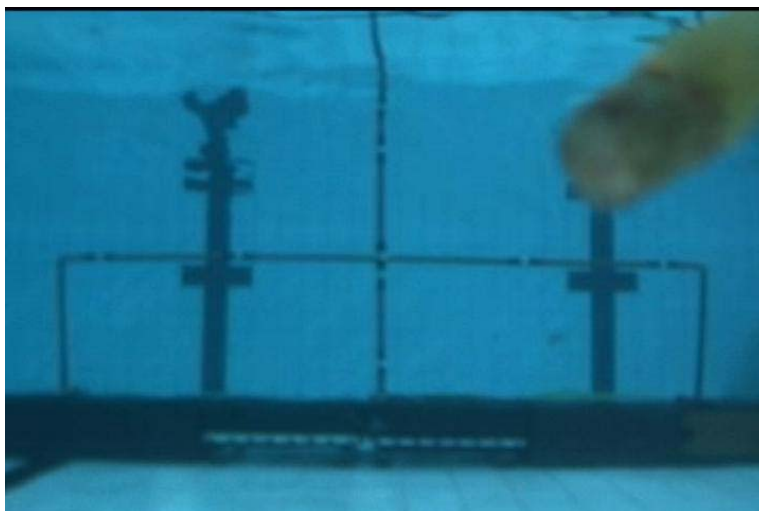


Figura 7 - Calibrador.

3.3.1.3 O sensor de tempo

Um sensor de tempo constituído por quatro fotocélulas (HOCHMUTH, 1973) acopladas a um cronômetro foi construído no Laboratório de Pesquisas em Biomecânica Aquática, e as fotocélulas foram posicionadas nas duas bordas da piscina. As primeiras fotocélulas acionavam o cronômetro que registrava o tempo inicial da passagem da criança e as últimas duas encerravam a atividade do cronômetro marcando o tempo final. A partir da distância que os sensores foram posicionados (1,45m) foi possível obter a velocidade da criança em cada passagem.

3.3.1 Estudo Piloto

A fim de verificar a funcionalidade do sistema e a apresentação dos dados a serem obtidos, foi realizado um estudo piloto com 19 crianças de 5 a 10 anos, na piscina do Colégio Catarinense – Florianópolis, SC.

Na ocasião foi montada a passarela com 5m de comprimento contendo as duas plataformas de força subaquáticas, e uma câmera filmadora digital em caixa

estanque a 1m de distância da passarela, perpendicular ao plano sagital. Cada criança realizou cinco passagens válidas após um período de familiarização com a tarefa.

A partir dos dados cinemáticos obtidos, pôde-se concluir que seria necessário aproximar a distância da câmera, e aumentar a idade da amostra, uma vez que as crianças menores de 7 anos não possuíam comprimento de passo suficiente para pisar adequadamente nas plataformas.

A análise dos dados dinamométricos mostrou alta variabilidade das curvas, sendo necessário um novo estudo piloto para determinar o número mínimo de passagens que garantissem a confiabilidade dos dados.

3.3.2 Determinação do número de passagens válidas

Este experimento foi realizado na piscina do CEFID-UDESC. A amostra foi composta por duas crianças, com idade de 10 e 11 anos, estatura 1,47m e massas corporais de 51,5 e 36,6kg, respectivamente. Ambos indivíduos caminharam na passarela subaquática submersas ao nível do processo xifóide do esterno.

As crianças caminharam diversas vezes sobre a passarela, totalizando ao final do experimento 30 passagens válidas de cada criança.

Os dados dinamométricos adquiridos foram filtrados com o filtro FFT Butterworth passa baixa com frequência de corte 15 e ordem 3, normalizados pelo peso corporal de cada criança, e então foram verificados os valores do Tempo de Contato do 1 e do 2 passo, Primeiro pico de Força, Deflexão Máxima da Curva de Força e Segundo Pico de Força, para os componentes Vertical e Antero-Posterior da Força de Reação do Solo.

Para cada uma das variáveis citadas foram calculados média, desvio padrão e coeficiente de variação.

A partir dos valores obtidos, a estabilidade do número de passagens foi verificada através do cálculo do coeficiente de variação acumulado (MELO, 1995), indicando o número de tentativas necessário para aceitar os dados medidos pelo instrumento.

O processo indicou que por volta da décima passagem os valores se estabilizavam para os dois sujeitos. Por motivos de segurança, estipulou-se o número de doze passagens por criança na coleta oficial.

3.3.3 Procedimentos de Coleta

Esta pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética do CEFID-UDESC.

Em um primeiro momento, foi encaminhada aos pais uma carta explicativa dos procedimentos a serem realizados, junto com um termo de consentimento para realização do estudo. Após o recebimento do termo assinado pelos pais, foram agendados os dias de coleta.

Foram necessários quatro dias para a coleta de dados.

Em laboratório, foram medidas a massa e estatura das crianças, assim como a altura do chão ao processo xifóide do esterno.

As crianças foram marcadas com caneta especial nas articulações do quadril (trocanter maior do fêmur), joelho (côndilo lateral), tornozelo (maléolo lateral) e pé (cabeça do quinto metatarsiano). Os pontos anatômicos em questão foram selecionados de acordo Perry (2005).

A marcação dos pontos anatômicos foi feita pelos mesmos pesquisadores em todas as crianças, para diminuir a probabilidade de erro nas medidas após a digitalização das imagens.

Após esta etapa, as crianças eram agrupadas pela medida do processo xifóide ao chão e levadas à piscina para familiarização com os procedimentos e a passarela.

Cada criança caminhou sobre a passarela inúmeras vezes para se familiarizar com a tarefa. A criança foi instruída para que caminhasse naturalmente, com os membros superiores também submersos, na velocidade que lhe fosse mais agradável. Não foi solicitado à criança que pisasse intencionalmente nas plataformas.

Para que a passagem obtivesse sucesso, a criança deveria pisar com um pé em cada plataforma, sendo assim considerada a passagem válida e gravada. Foram feitas doze aquisições válidas para cada indivíduo.

Devido às condições dos equipamentos disponíveis, foi possível realizar a aquisição dos dados dinamométricos das 30 crianças; porém foi realizada a filmagem de apenas 11(onze) das 30 (trinta) crianças.

3.4 ANÁLISE DE DADOS

3.4.1 Variáveis Dinamométricas

Foram adquiridas 1440 curvas de força através das plataformas, separadas em 360 arquivos no programa SAD. Os dados obtidos de força foram separados e arquivados por passagem válida de cada criança, de acordo com numeração fornecida pelo sistema, conforme o exemplo:

c: /coletas/marcha/2511/manha/tratando/tpass0f

Os arquivos foram calibrados e filtrados através do filtro via transformada de Fourier (FFT) tipo Butterworth de zero a 15Hz, ordem 3 e a normalização foi feita dividindo-se o arquivo de força pela força peso da criança, ambos realizados pelo sistema SAD 32 Bits versão 2.61.05mp (Silva e Zaro, 2001) desenvolvido pelo Laboratório de Medições Mecânicas da Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS.

Após o processamento dos dados, os ensaios resultaram em gráficos, fornecendo variáveis a partir das curvas de Força Vertical (F_y) e Força Antero-posterior (F_x).

Para F_y definiu-se as variáveis pico máximo de força (PMax), pico mínimo de força(PMin) e tempo de contato(TC); para o primeiro e segundo passos. Para F_x definiu-se as variáveis pico negativo de força (PN) e pico positivo de força(PP), também para o primeiro e segundo passos.

Para a variável pico máximo de força (PMax) foi selecionado o maior valor registrado da força aplicada pela criança na plataforma durante a execução do passo.

Para a variável pico máximo de força (PMin) foi selecionado o maior valor registrado na deflexão da curva de força aplicada pela criança na plataforma durante a execução do passo.

Para a variável pico negativo de força (PN) foi selecionado o maior valor registrado abaixo do zero da força antero-posterior aplicada pela criança na plataforma durante a execução do passo.

Para a variável pico positivo de força (PP) foi selecionado o maior valor registrado acima do zero da força antero-posterior aplicada pela criança na plataforma durante a execução do passo.

3.4.2 Variáveis Angulares

Os dados angulares obtidos através da filmagem de 11 crianças foram analisados por softwares de edição de imagens.

Os dados obtidos pela câmera foram gravados em fitas S-VHS e depois convertidos para fitas mini-DV, sendo editados, analisados e tratados pelo programa de edição de imagens WinProducer. Foram editados 132 vídeos, resultantes das 12 passagens de cada sujeito.

As passagens foram separadas e arquivadas por criança, de acordo com a numeração da criança e ordem de passagem, em uma sequência de quadro a quadro, sendo considerado o primeiro quadro quando o pé da criança realiza o contato inicial com a primeira plataforma, e o ultimo quadro quando o mesmo pé do primeiro quadro realiza o contato inicial novamente, completando a passada. Posteriormente foi feita a edição da imagem do calibrador e adicionada a cada vídeo produzido.

Após este processo as imagens foram digitalizadas através do programa DeGeeMe (GeeWare Motion Analysis®). Foram remarcados manualmente neste programa os pontos anatômicos para reconstrução do modelo 2D da perna esquerda da criança, quadro a quadro, sendo reconstruídos aproximadamente 10.000 pontos anatômicos dos membros inferiores das crianças.

Os dados angulares da rotação do joelho e tornozelo sobre o eixo z foram exportados ao bloco de notas e posteriormente ao programa Microsoft Excel, para correção dos valores angulares a partir dos quadrantes corretos.

Após este processo foram criados arquivos DAT para normalização das curvas angulares pelo tempo, no programa SAD 32 Bits versão 2.61.05mp (SILVA E ZARO, 2001). Assim, foram obtidas as curvas das variáveis ângulo de flexão do joelho (AJ) e ângulo de plantiflexão do tornozelo (AT).

3.4.3 Variáveis Espaço-Temporais

A Velocidade (V) foi determinada a partir da distância entre os sensores de tempo dividida pelo tempo marcado no cronômetro após a passagem de cada criança.

A variável tempo de contato (TC) foi medida nas plataformas de força. Foi registrado o tempo em que a criança mantém contato com a plataforma de força, sendo obtido pela subtração do tempo inicial de contato (T_i) do pé do indivíduo com a plataforma de força do tempo final de contato (T_f).

3.4.4 Análise Qualitativa das estratégias adotadas pelas crianças

Foram comparados através de análise visual os vídeos das 12 passagens de cada criança às curvas de força correspondentes a cada passagem. Averiguou-se então os valores de Pmax de Força e Ângulos de Joelho e Tornozelo

3.5 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Para o presente estudo foram utilizadas as seguintes estatísticas: média ($\bar{X}$), desvio padrão (s) e coeficiente de variação (CV%) para a caracterização dos dados.

IV APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Este capítulo foi organizado na seguinte ordem: estão apresentados os resultados da estatística descritiva de forma a caracterizar os dados, seguidos pela discussão atendendo a cada objetivo específico do estudo.

4.1 CARACTERIZAÇÃO DOS DADOS DINAMOMÉTRICOS

Na Tabela 4 estão apresentados os resultados da estatística descritiva para a caracterização dos dados dinamométricos com a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação percentual para cada variável estudada na pesquisa:

Tabela 4: Média, desvio padrão e coeficiente de variação das variáveis de força vertical e antero- posterior.

N	ESTATÍSTICA	PMax1	PMin1	PMax2	PMin2	PN1	PP1	PN2	PP2
30	$\bar{X}$ (PC)	0,39	0,21	0,38	0,22	-0,02	0,13	-0,03	0,13
	S (PC)	0,07	0,06	0,08	0,05	0,02	0,04	0,03	0,04
	CV (%)	20,3	28,9	22	23,9	-74,7	30,4	-95,2	32,3

($\bar{X}$) = média, (s) = desvio padrão, (CV%) = coeficiente de variação.

4.1.1 Picos Máximos e Mínimos de Força Vertical

A pesquisa mostrou uma redução de carga corporal dentro da água de até 62% ($\pm 0,08$) do PC. Os valores corroboram com o estudo de Roesler et al (2006), que analisou 16 sujeitos submersos ao nível do processo xifóide em quatro situações diferentes. No estudo em questão a média de redução de carga corporal foi de 69% do PC ($\pm 0,07$), caminhando com os membros superiores dentro da água a uma velocidade de $0,42 \pm 0,05$ m/s. Ao caminharem na velocidade $0,55 \pm 0,06$ m/s, a redução de carga corporal dos indivíduos adultos foi a 67% em média.

As crianças do presente estudo caminharam exatamente na mesma velocidade ($0,42 \pm 0,06$ m/s) dos adultos no estudo de Roesler et al (2006), e mostraram uma redução de carga 7% inferior a deles.

Barela (2005) obteve redução de 60% do peso corporal aparente em seu estudo com adultos saudáveis. Este achado mostra uma diferença ainda maior na redução de carga corpórea das crianças dentro da água em comparação aos adultos, uma vez que o valor é aproximado ao encontrado para as crianças neste estudo, em relação ao seu peso real.

Estes fatos podem ser explicados possivelmente pela falta de controle motor infantil dentro da água. A criança, por não estar adaptada ao meio líquido, provavelmente pisa com um pouco mais de força para se sentir segura na passarela. Isto foi observado na análise dos vídeos.

Há também a agravante de que o empuxo de uma criança é menor do que o de um adulto por causa do menor volume que ela possui. Logo, a força resultante será sempre maior para as crianças, supondo que ambos os sujeitos caminhem à

mesma velocidade aplicando a mesma força, como é o caso da terra (em torno de 1,2 PC).

Pode-se ainda inferir que no ambiente aquático as crianças estudadas tiveram uma redução de aproximadamente 82% de força em relação ao ambiente terrestre. Estudos anteriores mostram que em terra, caminhando em velocidade confortável, as crianças ultrapassam de 15 a 20% de seu Peso Corporal na força vertical aplicada durante o seu deslocamento.

David (2000) obteve picos máximos de 113,2 PC. Van der Linden et al (2002) analisou 36 crianças com idade média de 9 anos em diferentes velocidades; e os picos máximos variaram entre 100 e 120 PC. Lobo da Costa obteve picos de aproximadamente 120 PC. Viel et al relatam que a criança carrega de 115 a 120% de seu peso corporal na componente vertical da FRS ao caminhar em terra em velocidade confortável.

Ao se considerar a redução de força na marcha de quase 80%, encontra-se então uma alteração ainda mais significativa, o que implica em diversas alternativas de tratamento para correção de alterações de marcha existentes.

Ao trabalhar um paciente com tamanha redução de carga corporal dentro da água, dá-se a ele muitas mais condições de sustentar-se em pé, e executar os movimentos corretamente. Uma resposta vetorial que não chega a 20% do peso corporal da pessoa dá a ela condições de realizar os movimentos articulares necessários com maior facilidade e, assim, caminhar melhor.

A Figura 8 mostra um exemplo de duas curvas de Força Vertical adquiridas para o primeiro e segundo passos:

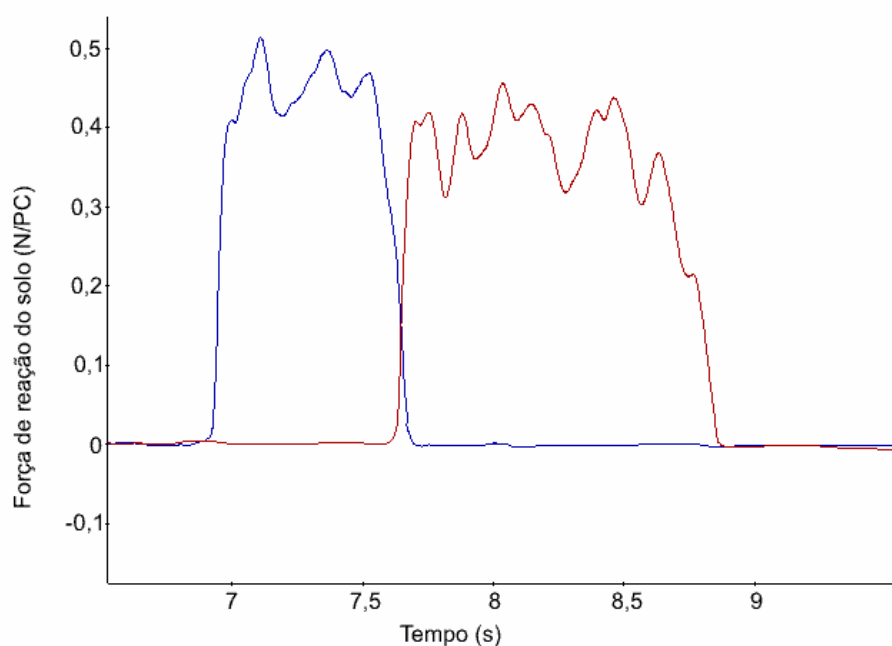


Figura 8 - Exemplo de curva da componente vertical da força de reação do solo para o 1º e 2º passos.

O coeficiente de variação encontrado foi 22%, o que representa que a variabilidade entre as médias das crianças estudadas encontra-se razoável, tendo em vista que o ambiente aquático exige inúmeras adaptações musculares para a realização da marcha. Considerando a variação encontrada nas pesquisas feitas com crianças em ambiente terrestre, pode-se dizer que não houve uma grande diferença na variabilidade dos valores no ambiente aquático.

A variabilidade das curvas foi maior à encontrada por David (2000); em seu estudo com 22 crianças de 6 a 10 anos em terra, que obteve um CV de 17%. Winter (1991) verificou variabilidade de 18%. Lobo da Costa (1995) teve variabilidade de 11,8% em seu estudo com 6 crianças sadias.

Ao se comparar aos adultos no ambiente aquático, verificou-se uma variabilidade maior, como já era esperado. A variabilidade encontrada por Barela (2005) e Roesler et al (2005) foi 14%.

A análise do Pico Mínimo de Força Vertical justifica-se pela importância de conhecer a proximidade entre os picos principais de força, e a redução de carga oferecida na fase de apoio simples da marcha.

Os sujeitos do estudo chegaram a atingir picos mínimos de 0,22% da carga corporal ao realizar a marcha. Isto representa um aumento de até 16% de carga durante a caminhada. A diferença do vale para os picos é pequena em comparação às crianças em terra. Indivíduos saudáveis caminhando em ambiente terrestre geralmente possuem uma diferença de 40 a 50% em relação ao pico máximo de força (VAN DER LINDEN et al, 2002; DAVID, 2000). Os adultos pesquisados por Roesler (2005) obtiveram picos de força muito próximos, não havendo distinção de picos mínimos.

Os coeficientes de variação para o pico mínimo (24 a 29%) são maiores que os da força máxima exercida pelo fato das crianças muitas vezes variarem bastante na flexão de joelho durante a fase de apoio duplo. Algumas crianças chegaram a coeficientes de variação de 60% na Força Mínima exercida na caminhada subaquática.

Em terra, as crianças têm 74,2% de variação no pico mínimo.

4.1.2 Picos Negativos e Positivos de Força Anteroposterior

O componente antero-posterior possui na marcha fora da água um pico negativo, relacionado a frenagem do movimento, e um pico positivo, relacionado a aceleração. A maioria das crianças não apresentou picos negativos na componente antero-posterior da força de reação do solo. Este resultado também vai ao encontro do trabalho de Roesler et al (2006), onde resultados semelhantes aconteceram.

Somente realizaram a fase negativa da curva antero-posterior os sujeitos que não modificaram a fase de apoio da marcha normal. Ainda assim, o valor Máximo da força anterior realizada por estas crianças foi muito pequeno ($-0,03 \pm 0,03$) ao comparar a crianças em terra. David (2000) constatou picos positivos de até 19,7% PC. De acordo com Perry (2005), em terra um adulto chega a atingir picos positivos de 13% PC.

A Figura 9 a seguir ilustra um exemplo de curva da componente horizontal de força de reação do solo encontrada nesta pesquisa:

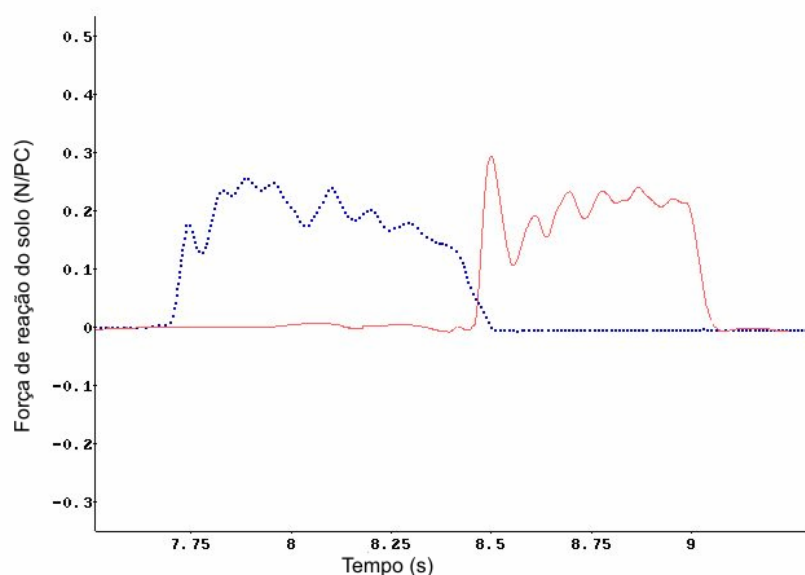


Figura 9 - Exemplo de curva da componente horizontal da força de reação do solo para o 1º e 2º passos.

Na água a maioria das crianças modifica a fase de apoio, realizando o contato inicial com o pé inteiro, e ate mesmo com o antepé, como será descrito posteriormente.

Quanto ao pico positivo, relativo à força de aceleração da marcha, este foi quantificado em 0,13PC (Peso Corporal). Este valor é superior ao encontrado por

Roesler et al (0,09PC) na mesma velocidade. No estudo de David, porém a variabilidade foi ainda maior, chegando a 37% para as crianças de 6-7 anos.

Apesar da alta variabilidade dos resultados (30%), pode-se inferir que na água as crianças têm picos mais altos de forças propulsivas devido a uma suposta maior dificuldade de controle de movimento, que pode estar associada ao modo como a criança realiza o contato inicial no passo.

Não se pode deixar de considerar o volume do corpo da criança no deslocamento Antero-posterior, que por ser inferior ao de um adulto oferece menor resistência à água. A resultante das forças neste caso também será maior para a criança.

4.2 CARACTERIZAÇÃO DA MORFOLOGIA DAS CURVAS DE FRS

A componente vertical da Força de Reação do Solo apresenta-se diferente no ambiente aquático em relação ao ambiente terrestre. A criança realiza vários picos de força ao invés de dois picos bem definidos, como na marcha de indivíduos adultos na água, como relatado previamente (ROESLER et al, 2005; SOUZA et al, 2005; BARELA, 2005; MYIOSHI et al, 2004).

A morfologia da curva da componente vertical da FRS de crianças na água assemelha-se ao trapézio relatado por SOUZA et al, 2005 e Roesler et al, 2005. Porém a curva de F_y da criança possui mais vales em relação a do adulto; devido a flexão de joelhos e eventuais desequilíbrios serem mais freqüentes.

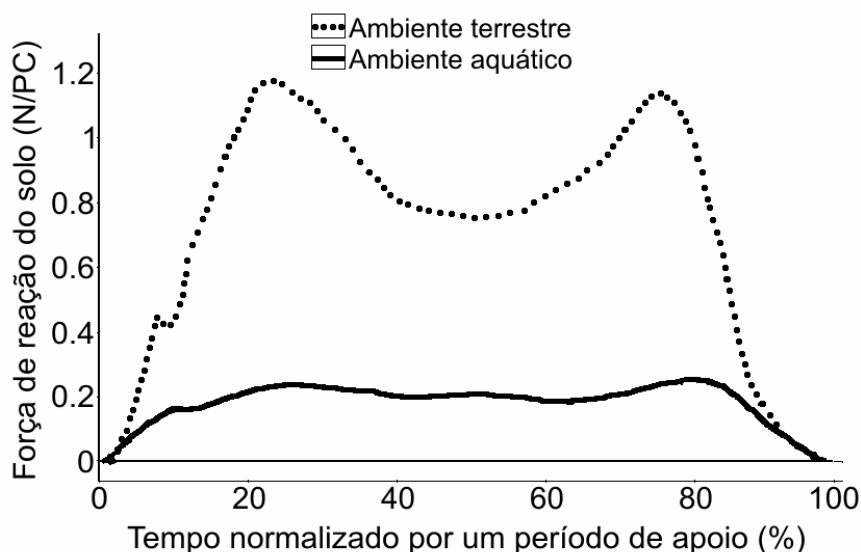


Figura 10 - exemplo da curva força-tempo para a componente antero-posterior da FRS em crianças e em adultos.

O exemplo da curva força-tempo para a componente antero-posterior da FRS das crianças deste estudo está na Figura 11. Pode ser visualizado que, diferentemente da marcha fora da água, na marcha subaquática geralmente não ocorre a fase negativa da curva, e a força vai aumentando gradativamente até atingir um pico.

Diferentemente da marcha em terra, a fase positiva inicia antes dos 50% da fase de apoio, chegando a iniciar junto ao contato inicial. Já o ápice da curva geralmente ocorre no contato inicial do membro contralateral, mas foi observado que em diversas situações deste estudo o pico da fase positiva da curva ocorreu logo após a fase de recebimento de carga.

Este fenômeno é explicado pela falta de controle motor infantil em frear as forças propulsivas da água. A criança é empurrada para frente e este pico ocorre após o recebimento da carga pela dificuldade de conter a propulsão inicial causada pela água.

A curva antero-posterior para a marcha subaquática assemelha-se a figura de um triângulo retângulo, diferente da forma em dente de serra da curva para a marcha fora da água, assim como na marcha de adultos em situação semelhante (ROESLER et al, 2005; SCHUTZ et al, 2005; BARELA, 2005).

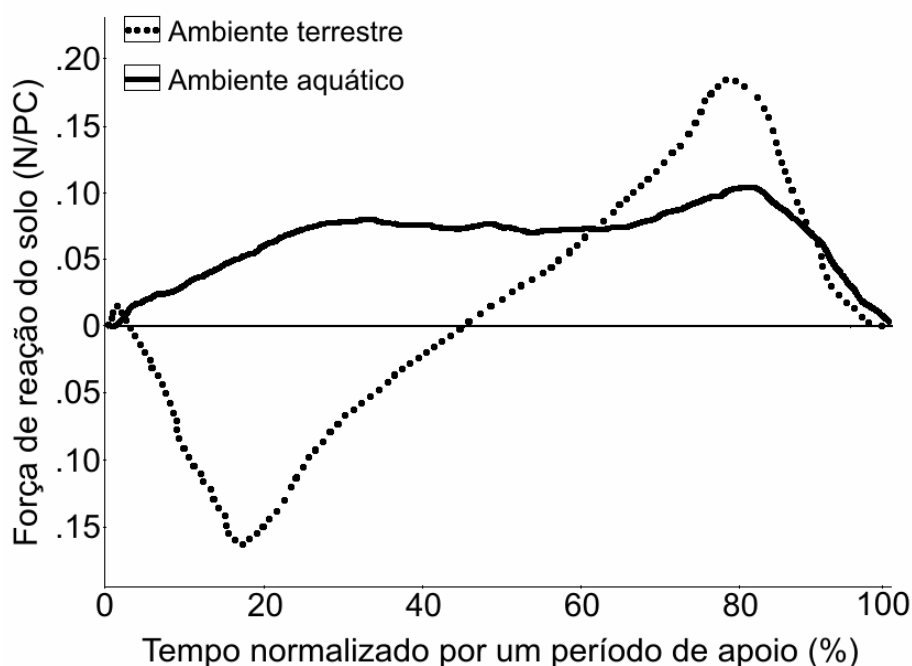


Figura 11 - Exemplo da curva força-tempo para a componente antero-posterior da FRS das crianças.

4.3 CARACTERIZAÇÃO DOS DADOS ESPAÇO-TEMPORAIS

Na Tabela 5 estão apresentados os resultados da estatística descritiva para a caracterização dos dados espaço-temporais com a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação percentual para cada variável estudada na pesquisa:

Tabela 5: Média, desvio padrão e coeficiente de variação das variáveis Velocidade e Tempos de Contato.

	Velocidade (m/s)	Tempo de contato do 1º passo(s)	Tempo de contato do 2º passo(s)	Tempo Total (s)
$\bar{X}$	0,42	1,43	1,36	2,79
s	0,07	0,31	0,27	0,54
CV%	14,6	21,9	20	19,4

($\bar{X}$) = média, (s) = desvio padrão, (CV%) = coeficiente de variação.

As características espaço-temporais da marcha infantil são as ultimas a amadurecerem por completo (VIEL et al, 2001), como foi abordado na revisão de literatura.

Ao contrário do descrito pela literatura existente, a velocidade das crianças neste estudo foi exatamente a mesma encontrada por Roesler (2005), ao pedir que os adultos em questão caminhassem na velocidade mais natural possível.

Vários autores (DAVID & AVILA, 2004; GEHM et al 2003; VIEL et al 2001; SUTHERLAND, 1997) afirmam que a velocidade da marcha infantil em terra ser mais baixa que a dos adultos.

Apesar da diferença de resistência do meio, verifica-se que a velocidade não se alterou na água em relação aos adultos, mantendo a característica de amadurecimento completo a partir dos 7 anos de idade, ao contrario de outras variáveis, como as características angulares, por exemplo.

Outro fator importante na análise da velocidade que indica comprovação do padrão maduro da criança foi o baixo coeficiente de variação (14,6%).

Ao analisar a velocidade dos diferentes grupos etários, encontramos uma homogeneidade das médias em relação às idades, e os coeficientes de variação apresentam-se similares uns aos outros e com valores considerados pequenos. Esta análise corrobora com a afirmação de que a velocidade é uma variável estável nas crianças a partir dos 7 anos.

Os tempos de contato das crianças foram três vezes maiores em relação aos achados de David e Ávila (2004) em ambiente terrestre. A resistência extra oferecida pela água induz a uma maior necessidade de contato com o solo (ROSE & GAMBLE, 1998).

Isto provavelmente ocorre porque quando se caminha em terra, no momento em que o centro de massa do corpo passa à frente do pé de apoio, o movimento é praticamente passivo, ao passo que na água, apesar do centro de massa já estar deslocado para frente pela inclinação do tórax, há uma maior necessidade de se impulsionar para vencer a resistência, o que provavelmente aumentou o tempo em que o indivíduo manteve o pé no solo (ROSE & GAMBLE, 1998).

4.4 CARACTERIZAÇÃO DOS DADOS ANGULARES

4.4.1 Deslocamento do Joelho

O deslocamento do joelho das crianças estudadas mostrou-se diferente do padrão descrito por outros autores que investigaram a mesma variável no ambiente terrestre.

David e Ávila (2004) verificaram o deslocamento do joelho de infantes nos três planos no ambiente terrestre. Os resultados encontrados corroboram com Perry (2005) e Araújo (2005), descrevendo uma flexão de joelhos não maior que 18° nos primeiros 15% do ciclo – fase que representa o contato inicial e resposta à carga da deambulação.

Os sujeitos aqui pesquisados obtiveram em média 23,4° de flexão no mesmo período, mostrando que pisavam com flexão de joelhos exacerbada no ambiente

aquático. A seguir a Tabela 6 mostra os valores de média, desvio e coeficiente de variação da articulação do joelho em três fases da marcha:

Tabela 6: Deslocamento do Joelho do Ambiente Aquático

	CI	BI	100%
MEDIA+DP	29,36	45,63	28,59
MEDIA	23,21	35,43	22,52
MEDIA- DP	17,07	25,23	16,44
DP	6,15	10,20	6,08
CV	26,5%	28,8%	27%

CI=Contato Inicial BI= Balanço Inicial DP=Desvio Padrão CV= Coeficiente de Variação. Valores em graus.

A variabilidade dos ângulos do joelho foi 27% no total, como mostra a Tabela 6. A maior variação ocorreu no início da fase de balanço simples, porém percebe-se que no contato inicial. Este valor foi maior ao descrito por Barela (2005) para os adultos.

Houve algumas semelhanças entre as curvas descritas por David e Ávila (2004) e as encontradas neste estudo. Na água o joelho das crianças também passa pelos quatro arcos de movimento no plano sagital, alternando duas ondas de flexão com dois períodos de extensão.

As duas ondas de flexão estão presentes, uma no contato inicial e outra na fase de balanço, ambas conforme o padrão previamente descrito por Sutherland (1997). A curva do joelho no plano sagital pode ser visualizada na Figura 12.

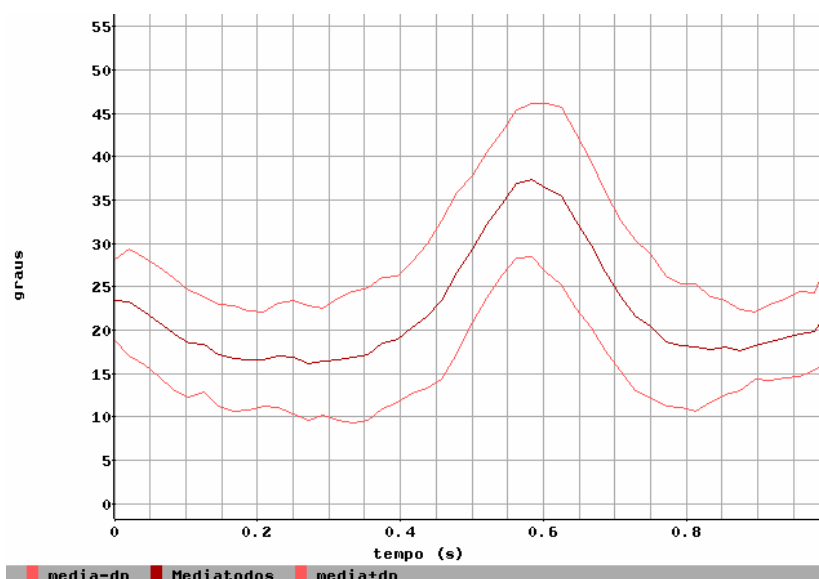


Figura 12 - Curva média ($\pm$ desvio padrão - dp) para os ângulos no plano sagital (em graus) do joelho durante um ciclo completo do andar.

Porém ao contrário de David e Ávila (2004), o pico da primeira onda de flexão não ocorre no início da fase de apoio simples (20% do ciclo), e sim logo nos primeiros momentos do contato inicial. Isto muda a perspectiva de carga máxima que o joelho das crianças sofre durante a caminhada neste ambiente.

O joelho dos indivíduos deste estudo está sob o máximo suporte de peso no momento do contato inicial, e não no apoio simples no solo como descrito por Perry (2005). Este tipo de cuidado deve ser tomado pelo profissional responsável pelo treino de marcha de seu paciente. Controlar a quantidade de flexão do joelho no momento do contato inicial e monitorá-la no período de apoio simples em pacientes que se recuperam de lesão e/ou cirurgia pode fazer diferença no processo de reabilitação.

Também diferindo do ocorrido no estudo de David e Ávila (2004), a segunda curva de flexão não se acentuou, mantendo uma média de 37,7° de flexão no balanço inicial contra quase 70° descritos pela literatura (PERRY, 2005, SUTHERLAND, 1998) (60% do ciclo da marcha na terra e na água).

A média de extensão máxima de joelho das crianças estudadas não ultrapassou 16,6°, o que ocorreu no período de apoio simples. Tal resultado leva a concluir que as crianças deste estudo caminharam com constante flexão de joelhos durante todo o ciclo da marcha.

Os dados no meio aquático também foram diferentes dos descritos por BARELA (2005) para os adultos e idosos. É interessante comentar a diferença grande entre o deslocamento do joelho dos adultos testados por Barela e as crianças deste estudo. Os adultos em questão caminharam no ambiente aquático em condições semelhantes a este estudo: mesmo nível de imersão e velocidade média de 0,5 ($\pm 0,07$) m/s).

No entanto, os sujeitos caminharam na água com os joelhos mais estendidos do que em terra. A flexão máxima no contato inicial ficou em 10°, e mesmo no balanço inicial o joelho se manteve mais estendido, com aproximadamente 35° de flexão apenas.

A amplitude de movimento articular dos adultos foi menor em função do ambiente aquático, assim como as crianças aqui pesquisadas. Enquanto a literatura (PERRY, 2005, SUTHERLAND, 1998) descreve cerca de 70° de amplitude completa para um joelho infantil ou adulto, na água esse valor caiu para 56° nos adultos de Barela (2005) e 22° para as crianças.

A perda de amplitude articular pode ser explicada pelo aumento de resistência oferecida pela força de arrasto. Isso fez com que todos os indivíduos tivessem maior dificuldade de mudar a posição dos joelhos, sobretudo as crianças que não possuem ainda a vivência motora dos adultos.

Outra observação a ser registrada é que as crianças aqui pesquisadas possuem características angulares do joelho diferentes de todos os outros grupos

etários, inclusive dos idosos. Apesar do fato que os idosos pesquisados por Barela (2005) flexionarem mais o joelho na água em relação ao ambiente terrestre, a curva de flexão-extensão ainda se difere das crianças. A amplitude articular dos idosos é maior (52°), e os joelhos estão mais estendidos no contato inicial (16°).

Do ponto de vista motor, as crianças assemelham-se mais ao grupo dos idosos do que aos adultos; uma vez que ambos os grupos são deficitários de controle de movimento e tendem a realizar tarefas motoras complexas com menor velocidade e maior dificuldade do que os adultos.

A atitude flexora dos joelhos das crianças durante o ciclo da marcha levantou duas hipóteses:

- A flexão diminui a área frontal do corpo do indivíduo e com isso também diminui a resistência imposta pela força de arrasto, tornando o deslocamento mais fácil;
- Os indivíduos necessitam de uma informação sensorial extra para ganharem equilíbrio, já que na água a informação visual está alterada. Dessa maneira, a água interferiu na informação proprioceptiva destes sujeitos e eles precisariam de uma informação a mais para estender o joelho. É como se houvesse uma perda sensorial proprioceptiva no movimento dessa articulação. Esta última hipótese corrobora com Barela (2005).

4.4.2 Deslocamento do Tornozelo

O deslocamento do tornozelo também mostrou-se diferente do padrão descrito por outros autores para o ambiente terrestre. Ao invés dos quatro arcos de movimento existentes para o ambiente terrestre, na água percebe-se que o primeiro

arco de movimento – correspondente a flexão plantar – não ocorre. A curva de dorsiflexão e flexão plantar é mostrada na Figura 13:

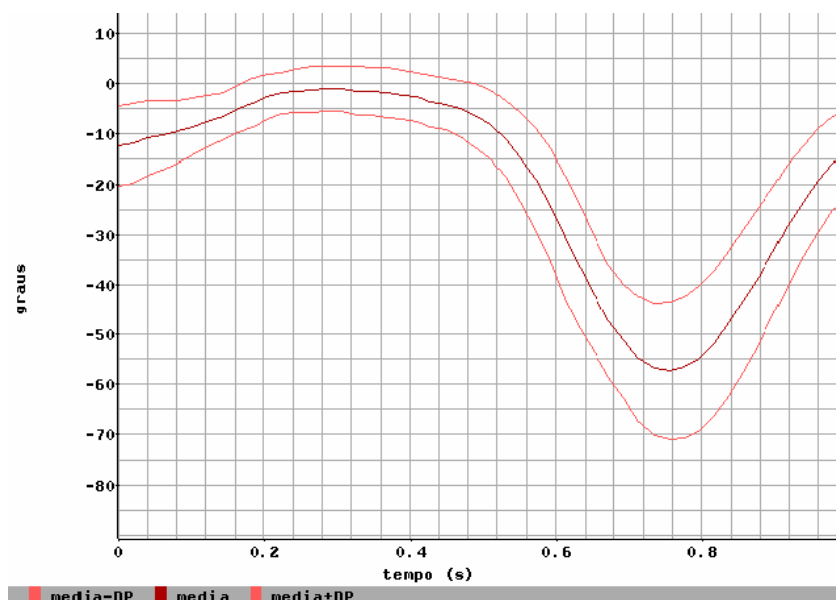


Figura 13 - Curva média ($\pm$ desvio padrão - dp) para os ângulos no plano sagital (em graus) do tornozelo durante um ciclo completo do andar.

Os indivíduos deste estudo realizaram o contato inicial, na maioria das vezes, com o pé plano sobre o chão. Estudos anteriores mostram que na água os sujeitos tendem a fazer essa alteração (BARELA, 2005; GEHM ET AL, 2003; DEGANI E BARELA, 2001; YAMAMOTO ET AL, 1995).

Como na marcha subaquática o comprimento de passo é mais curto, não há tempo suficiente para a criança fazer o toque do calcanhar, na tentativa de manter uma velocidade constante como lhe é solicitado (BARELA, 2005).

Ao analisar a variabilidade dos valores encontrados para o deslocamento do tornozelo, observou-se que a maior variabilidade encontra-se no momento do contato inicial, com 67,1% de variação, contra 40,2% no período de balanço. A variação total ficou em 63,8%.

A seguir a Tabela 7 mostra o coeficiente de variação encontrado neste estudo.

Tabela 7: Deslocamento Do Tornozelo No Ambiente Aquático

	CI	BI	100%
MEDIA+DP	-3,876	-18,15	-5,028
MEDIA	-11,77	-30,37	-13,89
MEDIA- DP	-19,66	-42,58	-22,75
DP	-7,89	-12,22	-8,86
CV	67,1%	40,2%	63,8%

CI=Contato Inicial BI= Balanço Inicial DP=Desvio Padrão CV= Coeficiente de Variação. Valores em graus.

David e Ávila (2004) obtiveram um cv de 81%, corroborando com Winter (1991), que mostrou variabilidade de 72%, em adultos.

Outro aspecto a ser discutido no deslocamento do tornozelo é a amplitude de movimento dessa articulação. O tornozelo das crianças dentro da água possui uma amplitude de movimento pequena, como foi mostrado na curva do plano sagital. A perda de amplitude está relacionada à falta de dorsiflexão na marcha no ambiente aquático.

De acordo com Barela (2005), a amplitude articular dos adultos no ambiente aquático foi mais baixa que a encontrada neste estudo (56°). Já os idosos obtiveram foi 25°, ambos os valores referentes a amplitude total de movimento.

4.5 CARACTERIZAÇÃO DAS ESTRATÉGIAS UTILIZADAS PELAS CRIANÇAS E SUAS IMPLICAÇÕES NOS PICOS DE FORÇA

No andar subaquático, percebeu-se que as crianças mudavam a forma de caminhar a cada passagem. A mesma criança variava o modo de realizar o contato inicial e as fases de apoio duplo e balanço da marcha, ao que se diz respeito à flexão de joelhos e quadril, e a dorsiflexão do tornozelo.

Também foi observado que a mesma criança produzia curvas de força vertical muito diferentes umas das outras, e que as curvas entre si, na maioria dos casos, assemelhavam-se conforme o padrão de marcha realizado pelo indivíduo.

A partir destas observações, foi feita uma análise subjetiva comparativa entre o vídeo e a curva de força do programa SAD, para todas as passagens de todas as crianças. Percebeu-se que as seguintes situações influenciavam nas curvas de força:

- No contato inicial:
 - contato do calcanhar (dorsiflexão dos tornozelos),
 - apoio total do pé (posição neutra dos tornozelos),
 - toque do antepé (flexão plantar dos tornozelos),
 - joelhos fletidos,
 - joelhos estendidos.
- Na fase de apoio médio:
 - joelhos fletidos,
 - joelhos estendidos.

A seguir serão descritas as diferenças encontradas nos picos de força através da combinação dos diferentes ângulos do joelho e tornozelo.

4.5.1 Contato Inicial

O contato inicial foi a fase da marcha onde mais se encontraram diferenças no modo de execução. As crianças realizavam o toque do pé no chão de três maneiras distintas, e variavam constantemente o grau de flexão dos joelhos.

Também percebeu-se que foi a fase da curva que mais apresentou alterações em sua morfologia, com altas variações no Pico Máximo de Força, que geralmente ocorria neste período.

O padrão de toque de pé corroborou com os dados descritos anteriormente por outros autores (DEGANI, 2000; BARELA 2005). No ambiente aquático os indivíduos pesquisados não costumaram fazer o contato inicial com o calcanhar, sendo comum pisar com o pé plano no chão.

Neste estudo houve ainda crianças que realizaram o contato inicial com o antepé, movimento incomum para aqueles que não possuem disfunções do sistema locomotor.

Isso se deve principalmente ao fato de na água o comprimento da passada ser menor, não havendo tempo suficiente para a criança fazer o toque do calcanhar, na tentativa de manter uma velocidade constante como lhe é solicitado.

A seguir serão descritas as estratégias encontradas na fase do contato inicial:

4.5.1.1 Toque do calcanhar

Para a situação em que realizavam o toque do calcanhar, notou-se que os valores dos picos de força ficaram geralmente acima da média. A combinação toque

do calcanhar e joelhos estendidos produzia picos de força acima da média para todos os indivíduos.

Um exemplo da curva que representa esta combinação pode ser visto na Figura 14. Note que o Pmax de força vertical da primeira curva é maior que os demais; e também encontra-se acima da média descrita para os sujeitos do estudo.

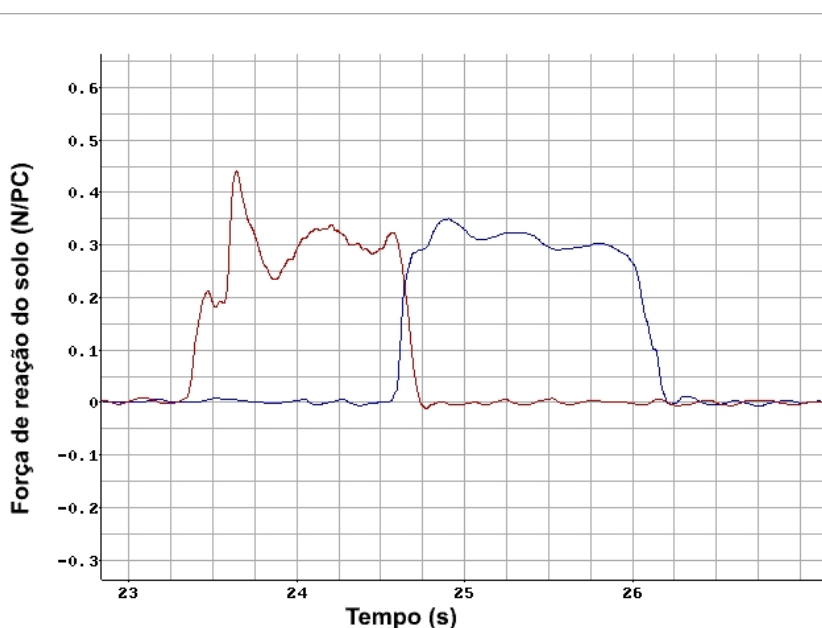


Figura 14 - Exemplo de curva de força vertical de um sujeito que realizou o contato inicial do primeiro passo com o calcanhar e joelhos estendidos.

O sujeito 1, por exemplo, apresentava médias de Pmax de $0,38 (\pm 0,07)$ N/PC. Na passagem em que realizou o contato inicial com o calcanhar, o pico subiu para $0,58$ N/PC. O sujeito 6 apresentou média de $0,29 (\pm 0,09)$ N/PC. A combinação toque do calcanhar e joelhos estendidos elevou o pico de força para $0,45$ N/PC.

Estes valores podem representar mais de 60% de acréscimo na carga corporal. Tal aumento pode ser considerado significativo em um programa de reabilitação, como um pós-cirúrgico de quadril, joelho ou tornozelo, onde se deve aumentar a carga gradativamente para a articulação envolvida.

Somente um sujeito realizou o toque do calcanhar com os joelhos fletidos. O pico de força gerado então se manteve na média daquele indivíduo.

A figura de um sujeito realizando o contato inicial com os joelhos estendidos e toque do calcanhar pode ser visto a seguir:



Figura 15 - Foto de um indivíduo realizando o contato inicial da marcha com o calcanhar.

4.5.1.2 Toque do pé plano

Já o toque do pé plano mantinha os valores dos picos na média de cada sujeito, uma vez que representou a situação mais comum neste estudo. Muitas vezes os joelhos encontravam-se fletidos nesta situação, que na realidade foi a mais comum encontrada neste estudo, como descrito anteriormente.

A combinação joelhos fletidos e pé plano gerava picos de valores na média dos indivíduos. Foi a estratégia preferida pelas crianças para realizarem o primeiro toque do pé na caminhada dentro da água.

A Figura 16 mostra a foto de um indivíduo realizando o CI com o pé plano. O sujeito da foto possui média de P_{max} De F_y de $0,37 (\pm 0,05)$ N/PC. Na passagem registrada abaixo, o pico encontrado, foi 0,35 N/PC.

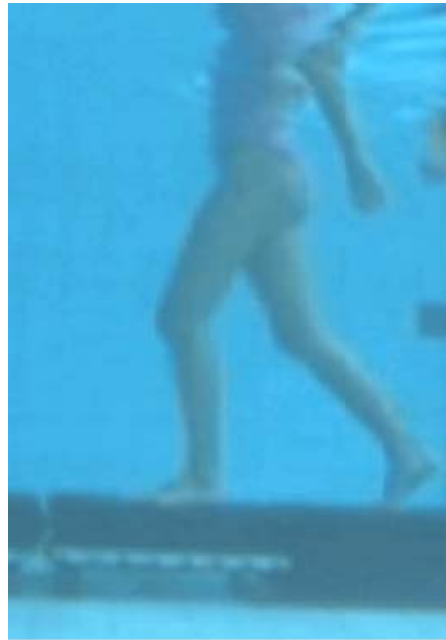


Figura 16 - Foto de um indivíduo realizando o contato inicial da marcha com o pé plano e joelhos em flexão de 43°.

A combinação pé plano e joelhos estendidos gerou picos acima da média. O mesmo indivíduo da foto acima é o que agora, na Figura 17, realiza o contato inicial com os joelhos mais estendidos (24° de flexão). O Pico gerado foi 0,45 N/PC. Em outra passagem, com 26° de flexão de joelhos, o pico chegou a 0,48 N/PC. Isso representa um aumento de até 11% na média daquele sujeito.

O sujeito 10 obteve média de P_{max} de $0,51 (\pm 0,1)$ N/PC. Na passagem com 22° de flexão de joelhos, o pico subiu para 0,59 N/PC. Aos 16° de flexão do joelho no contato inicial da passagem seguinte, o pico de força atingiu 0,67 N/PC. Novamente se percebe a elevação de carga (13% do PC) com a extensão do joelho.

4.5.1.3 Toque do Antepé

Alguns indivíduos realizaram o toque do antepé no contato inicial. O contato do antepé gera picos de força abaixo da média para alguns indivíduos, sobretudo quando os joelhos estão fletidos. Ao estender os joelhos no toque do antepé, o pico de força mantém-se na média.

Para o sujeito 4 a situação foi inversa, gerando picos acima da sua média ao fazer o toque inicial com o antepé. Este sujeito não realizou o toque do calcanhar em nenhuma das passagens. Percebeu-se para este sujeito também que joelhos estendidos produziam um pico de força maior a quando fletidos.

O sujeito 6 na segunda passagem obteve um pico de força de 0,3 N/PC ao pisar com o antepé e uma flexão de joelhos de 26°. A média geral deste sujeito foi 0,29 N/PC, reforçando a idéia que a flexão de joelhos no toque do antepé mantém a média daquele sujeito.



Figura 17 - Foto de um indivíduo realizando o contato inicial da marcha com o toque do antepé (no detalhe) e joelhos em flexão de 30°.

4.5.2 Apoio Médio

Na fase de apoio médio, a flexão ou extensão dos joelhos influenciou a curva de força. Em várias ocasiões as crianças mantiveram os joelhos fletidos durante toda a fase de apoio. Um exemplo do movimento é visto na Figura 18:

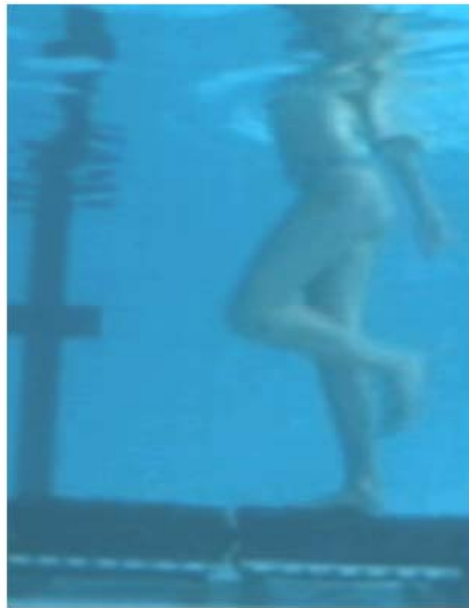


Figura 18 - Foto de um indivíduo realizando o apoio simples da marcha com o joelho em flexão.

Notou-se que tal atitude leva a curvas com vales mais longos e maiores, como mostra a Figura 19:

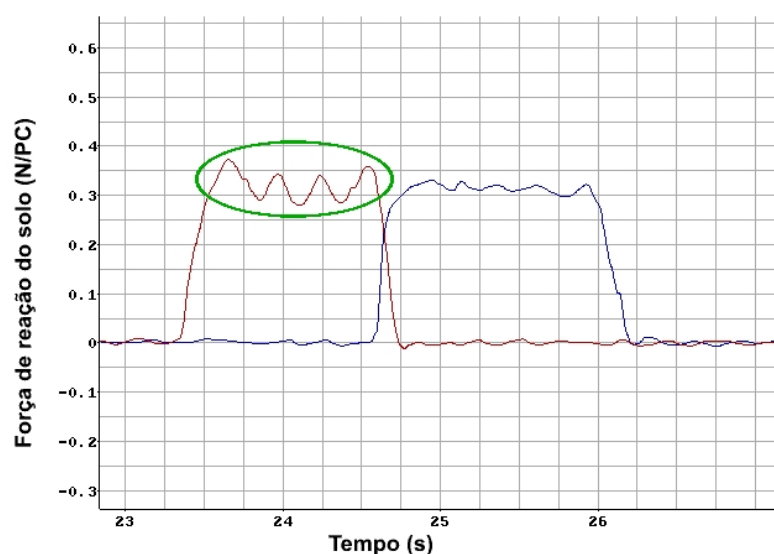


Figura 19 - Exemplo de curva de força vertical de um sujeito que realizou toda a fase de apoio médio com os joelhos fletidos.

Percebe-se que a morfologia das curvas da figura acima difere-se das outras apresentadas até o momento. Os vales do primeiro passo (em vermelho) são mais profundos e no segundo passo – onde o sujeito em questão apresentou uma grande flexão de joelhos – houve um longo vale até o momento do segundo pico, com o desprendimento do antepé.

Os vales mais longos e profundos são explicados pela função amortecedora que o joelho exerce no movimento. Com a flexão, há distribuição maior de força para o quadríceps e então há uma diminuição no vetor vertical.

Estender os joelhos rapidamente após o contato inicial também altera a curva, fazendo-a assemelhar-se a uma pirâmide, como pode ser visto na Figura 20, curva azul do primeiro passo.

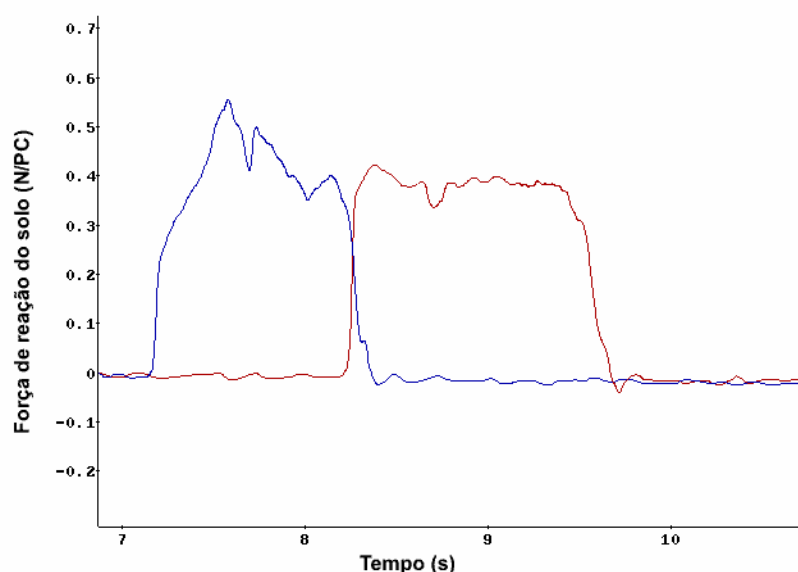


Figura 20 - Exemplo de curva de força vertical de um sujeito que realizou o contato inicial com flexão de joelhos e fez rápida extensão na fase de apoio médio.

Outro fenômeno observado nesta pesquisa foi a quantidade pivôs presentes e visíveis nos passos das crianças. Provavelmente as crianças realizaram mais pivôs para aumentar a propriocepção do pé e, com isso, ganhar mais equilíbrio.

Os pivôs (oscilações do pé no sentido anteroposterior durante o passo) realizados pelas crianças contribuíram consideravelmente para a morfologia da curva de força. Percebeu-se que, em todas as curvas dos sujeitos que claramente fizeram o pivô no passo, as curvas de força vertical ganharam vários picos; como pode ser observado no detalhe da primeira curva da Figura 21, abaixo.

Já nas situações em que pisavam mais firmemente, geraram curvas mais próximas às dos adultos dentro da água, lembrando a figura de um trapézio. A curva do segundo passo da figura abaixo ilustra um passo sem pivô.

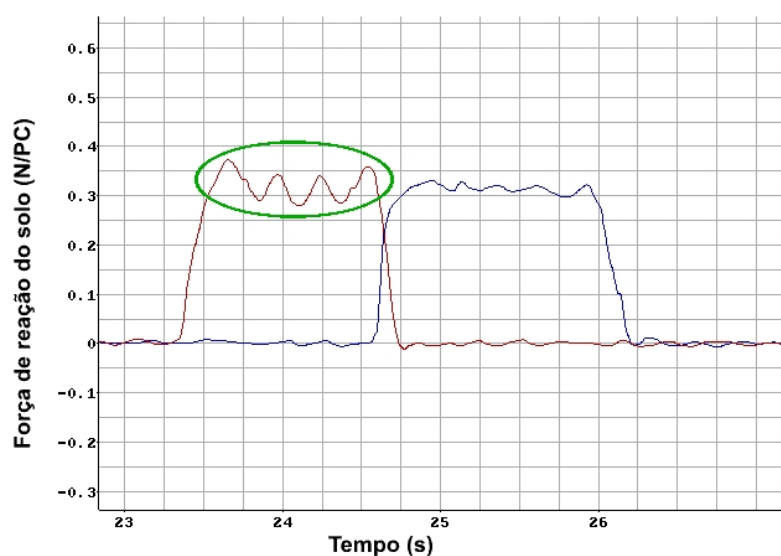


Figura 21 - Exemplo de curva de força vertical de um sujeito que realizou pivô no primeiro passo.

4.5.3 Considerações Finais

Foi realizada apenas análise subjetiva das estratégias usadas pelas crianças e seus efeitos na curva de força vertical porque, para uma análise quantitativa mais precisa das reais relações entre os ângulos corporais e as curvas, alguns fatores devem ser considerados:

- as crianças teriam que passar propositalmente na passarela em diferentes posições de joelho, quadril e tornozelo em um determinado numero de vezes para que houvesse condições de aplicar estatística adequada sobre os resultados;
- o ângulo de quadril também influencia no vetor de Força Vertical e por isso deve ser incluso na análise.

No entanto, as semelhanças entre as curvas deram base para as discussões supracitadas. Ao se realizar um estudo mais completo acerca das implicações dos ângulos corporais nas curvas de força, será possível para o profissional em reabilitação traçar diagnósticos e acompanhar a evolução do paciente através dos dados dinamométricos.

V CONCLUSÃO

Após análise e discussão dos resultados encontrados neste estudo, chegou-se a diversas conclusões a respeito da marcha de crianças no ambiente aquático.

O vetor de Força Vertical de Reação do Solo sofre uma diminuição significativa em relação ao ambiente terrestre. É possível diminuir em até 82% a carga corporal da criança. Na fase de apoio simples há um aumento de 16% na carga corporal.

Com isso, há condições de elaborar um plano de tratamento onde o acréscimo de carga seja feito gradualmente, a fim de dar as condições necessárias à criança para se equilibrar e suportar o peso do próprio corpo para realizar a deambulação.

Também conclui-se que a Componente Anteroposterior da Força de Reação do Solo modifica-se no ambiente aquático para as crianças. Assim como os adultos no mesmo ambiente, elas em geral não realizam a fase negativa da curva, e os picos são altos em relação aos picos de adultos.

Esses resultados mostram a dificuldade de movimento enfrentada pela criança, uma vez que a água oferece resistência e um nível de controle motor maior é necessário para que o indivíduo possa vencê-la.

A morfologia das curvas de força vertical diferem do ambiente terrestre. Apesar dos picos serem mais próximos e a figura lembrar um trapézio, há mais vales

presentes em função de eventuais flexões dos joelhos e pivôs que os indivíduos realizavam.

Já a curva anteroposterior assemelha-se a um triângulo retângulo, pela ausência de pico negativo.

Quanto às características espaço-temporais, conclui-se que a velocidade manteve-se estável dentro da água. Os tempos de contato foram altos devido à resistência da água, chegando a triplicar em relação ao descrito pela literatura para o ambiente terrestre. Tempo de contato maior é uma vantagem terapêutica no treino das reações de retificação, equilíbrio e propriocepção que podem ser trabalhadas no meio aquático.

Na água as crianças caminharam com maior flexão de joelhos, e mantém essa flexão durante todo o ciclo da marcha. Apesar disso, a curva média de flexão-extensão do joelho possui as 4 curvas características do movimento no plano sagital. Porém o máximo suporte de peso que o joelho sofre está no contato inicial. Essa informação é relevante para o profissional no treino de marcha de pacientes que se recuperam de lesão e/ou cirurgia do joelho.

A curva do tornozelo no plano sagital não apresentou os quatro arcos de movimento, mas três deles. As crianças caminham com maior flexão plantar, e fazem o contato inicial na maioria das vezes com o pé plano, e ainda com o antepé em alguns casos. A conclusão é que as estratégias musculares são bem diferentes a cada passagem, o que é relevante em vários aspectos da terapia como o estímulo à ativação muscular e ao equilíbrio, entre outros.

Por fim, com a análise subjetiva das estratégias da criança e suas implicações nos picos de força conclui-se que há uma forte tendência da criança a

alterar significativamente a morfologia da curva de acordo com a maneira que flexiona o tornozelo ou o joelho durante o ciclo da marcha.

Esta pesquisa mostrou a riqueza de artifícios que a água pode trazer para o processo de recuperação funcional ou estimulação ao desenvolvimento para uma criança com algum tipo de disfunção, a partir das grandes alterações na biomecânica do movimento medidas aqui em crianças normais. Há muito a ser explorado pelo profissional em reabilitação para garantir um tratamento completo e eficaz.

As variáveis estudadas indicam possibilidades de se estimular o equilíbrio, propriocepção, força muscular e muitos outros aspectos da recuperação funcional pertinentes a diversas patologias.

Há também variáveis a serem exploradas e aprofundadas pelos pesquisadores em Biomecânica e Desenvolvimento Infantil; para que a Ciência possa contribuir ao dia-a-dia dos profissionais de saúde, e principalmente à vida de crianças que precisam de ajuda para se desenvolverem e viverem com dignidade, tanto socialmente como psicologicamente.

VI REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

BARBETTA, P. A. **Estatística Aplicada às Ciências Sociais**. Florianópolis: Ed. da UFSC, 1998.

BARELA, A. M.F. **Análise Biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre**. Universidade de São Paulo: 2005. Tese de Doutorado. São Paulo, SP.

BECKER, R. A.; GEHM, F.; MARTINEZ, F. G.; LOSS, J. F. Análise cinemática da marcha humana em ambiente aquático. Parte II: diferentes profundidades. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10., 2003., Ouro Preto. **Anais...**, Ouro Preto: UFMG, 2003. p. 111-114.

BRITO R. N.; ROESLER, H.; 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**, n. 8, p. 7-12, 2004.

BRITO, R. N.; FONSECA, J. C. P.; ROESLER, H.; SANTOS, G. M. Comparação da componente vertical da força de reação do solo dentro e fora da água utilizando

plataformas de força subaquáticas. **Anais 8º Congresso de Educação Física e Ciências do Esporte dos Países de Língua Portuguesa**, Lisboa, 2000.

DAVID, A. C.; ÁVILA, A. O. V. Análise cinemática dos membros inferiores durante o andar em crianças. **Brazilian Journal of Biomechanics**, n. 8, p. 25-32, 2004.

DAVID, A. C. **Aspectos biomecânicos do andar em crianças**: cinemática e cinética. Santa Maria: UFSM, 2000. Tese de doutorado, Universidade Federal de Santa Maria, 2000.

DEGANI, A. M. **O andar hemiplégico em ambiente aquático**. Rio Claro: UEP, 2000. Dissertação de mestrado, Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências do campus de Rio Claro – SP, 2000.

DEGANI, A. M.; BARELA, J. A. Parâmetros espaço-temporais e angulares do andar de indivíduos idosos em ambiente aquático. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9., 2001, Gramado. **Anais...**, Gramado: UFRS, 2001. p. 152-157.

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

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

GABRIELI, A. P. T ET. al. Gait Analysis in Low Lumbar Myelomeningocele Patients With Unilateral Hip Dislocation or Subluxation. **J Pediatr Orthop**, ano 23, n. 3, p. 330-334, 2003.

GALLAHUE, D.L.; OZMUN, J.C.**Compreendendo o Desenvolvimento Motor:** bebês, crianças, adolescentes e adultos. São Paulo: Phorte, 2001.

GANLEY, K.J. ; POWERS, C.M.. Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. **Gait and Posture**, 21,p.141-145, 2005.

GEHM, F.; BECKER, R. A.; MARTINEZ, F. G.; LOSS, J. F. Análise cinemática da marcha humana em ambiente aquático. Parte I: terra X água. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10., 2003. Ouro Preto. **Anais...**, Ouro Preto: UFMG, 2003. p. 107-110.

GUTIERREZ, E. et al. Kinetics of compensatory gait in persons with myelomeningocele. **Gait and Posture**, ano 18, n. 2, p. 37-46, 2003.

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

HARRISON, R.; BULSTRODE, S. Percentage weight bearing during partial immersion in the hydrotherapy pool. **Physiotherapy Practice**. v. 3, p. 60-63, 1987.

HOCHMUTH, R. **Biomecanica de los movimientos deportivos**. Madrid: Doncel, 1973.

KUORI, J. M. **Programa de fisioterapia aquática: um guia para a reabilitação ortopédica**. São Paulo: Manole, 2000.

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

MIYOSHI, T. et al. Effect of the walking speed on the lower limb joints, joint moments and ground reaction forces during walking in water. **Dis. and Rehab.** ano 26, n.12, p. 724-732, 2004.

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

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

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

ROESLER, H.; SCHUTZ, G.R.; HAUPENTHAL, A.; SOUZA, P.V. Dynamometric Analysis of the Human Gait in 1,3m of Immersion. **Gait and Posture**, *Article in press*, 2005.

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

RUOTI, R. G.; MORRIS, D. M.; COLE, A. J. **Reabilitação aquática**. São Paulo: Manole, 2000.

SOUZA, P.V., SHUTZ, G.R.; HAUPENTHAL, A. ; ROESLER, H. Biomechanic analysis of the force applied in aquatic gait of humans immersed at the sternum level. In: XX International Society of Biomechanics Congress, 2005, Cleveland, OH. XX International Society of Biomechanics Congress Proceedings, 2005.

SOUZA, P. V. ; HAUPENTHAL, A. ; ROESLER, H. ; BRITO, R. N. . Análise Comparativa da Marcha Humana em solo à terrestre em dois níveis de imersão: joelho e quadril. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 8, 2004.

SHELDAHL, L. M. Special ergometric techniques and weight reduction. **Medicine Science of Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 18, p. 25-30, 1986.

SILVA, E.; ZARO, M. Sad 2 Versão (3.0). Sistema E Aquisição De Dados – Manual De Operação. **Caderno Técnico da Engenharia Mecânica**. CT 07 – DEMEC. Porto Alegre, 1997.

SKINNER, S. O desenvolvimento da marcha. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. **Marcha Humana**. 2. ed. São Paulo: Premier, 1998.

STANSFIELD, B.W.; Hillman, S.J.; Hazlewood, M.E.; Robb, J.E. Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds. **Gait and Posture**, *Article in press*, 2005.

SUTHERLAND, D. H. The development of mature gait. **Gait and Posture**, ano 6, p. 163-170, 1997.

SUTHERLAND, D.H.; OLSHEN, R.A.; BIDEN, E.N.; WYATT, M.P. **The development of mature walking**. Oxford: Mac Keith, 1988.

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

WHITE, R.; AGOURIS, I.; FLETCHER, E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. **Clinical Biomechanics**, ano 20, p. 508-516, 2005.

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

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

YAMAMOTO, S.; YANO, H.; NAKAZAWA, K. Lower limb kinematics during walking in water. **Book of Abstracts XVth Congress ISB**, p.1012-1013, 1995.

YANO,H.; NAKAZAWA, K.; YAMAMOTO, S. Activation patterns of human ankle muscles during walking in water. **Book of Abstracts XVth Congress ISB**, p.1018-1019, 1995.