

**CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DO DESEMPENHO DA LOCOMOÇÃO  
REALIZADA EM SUSPENSÃO NO MEIO LÍQUIDO**

por

Fabiana Leticia Sbaraini

---

Dissertação de Mestrado Apresentada ao Programa de Mestrado em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina como Requisito para Obtenção do Título de Mestre em Educação Física

Florianópolis, SC.  
Fevereiro, 2005

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE DESPORTOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

A Dissertação: **CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DO DESEMPENHO DA LOCOMOÇÃO REALIZADA EM SUSPENSÃO NO MEIO LÍQUIDO.**

Elaborada por: **FABIANA LETICIA SBARAINI**

E aprovada por todos os membros da banca examinadora foi aceita pelo Curso de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina e homologada pelo Colegiado do Mestrado como requisito à obtenção do título de

**MESTRE EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**Área de concentração: Atividade Física Relacionada à Saúde.**

Data: 24 de Fevereiro de 2005

---

**Prof. Dr. Adair da Silva Lopes**  
**Coordenador do Mestrado em Educação Física**

BANCA EXAMINADORA:

---

Prof. Dr. John Peter Nasser (Orientador)

---

Prof. Dr. Antônio Carlos Stringhini Guimarães (Membro)

---

Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro (Membro)

---

Prof<sup>ª</sup>. Dr.<sup>a</sup> Rosane Carla Rosendo ( Suplente)

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais, pelo constante apoio e dedicação demonstrados não somente durante esta fase de estudos, mas em toda minha vida;

Ao Vanderlei, pelo incansável apoio, companheirismo e compreensão durante estes dois anos que me fiz ausente;

Em especial, ao meu Orientador, pelas longas e incansáveis horas e dias de orientações, por compartilhar todo seu conhecimento, pelo apoio nas horas difíceis, pela ética profissional e respeito por ele demonstrado, e para sua família, pela compreensão da ausência do marido e pai em vários momentos.

Aos membros da Banca: Professor Moro, pelo carinho, amizade e oportunidade de conhecimento em novas áreas; Professora Rosane, pelo auxílio e amizade, e ao Professor Antônio Carlos Guimarães, pelas sugestões e pelo aceite em contribuir para o desenvolvimento deste trabalho. Enfim, meu muito obrigado a todos pelas contribuições e avaliações oportunas para o meu crescimento acadêmico.

Ao Professor Matheus Saldanha Filho, grande incentivador para o meu crescimento profissional e pessoal, e amigo de todas as horas;

Aos meus incansáveis e sempre dispostos sujeitos da pesquisa (Joe, Jaime, Márcio e Valtair), o meu muito obrigado pela colaboração, pelo carinho, dedicação, respeito a cada encontro e disposição para “cair na água” a qualquer temperatura e dia. Sem vocês não seria possível a realização deste trabalho.

Aos funcionários da piscina, pela colaboração;

À Lúcia, Rodyer e Benedito do laboratório de Esforço Físico do CDS/UFSC, pelo auxílio e profissionalismo prestados;

À Olguinha, que em cada passada na biblioteca demonstrava um gesto de carinho e dedicação;

A Novânia, pelos conselhos e lembretes dos vários prazos referentes às entregas de documentos;

Ao pessoal do Laboratório de Biomecânica por me acolher como se da família fosse. Ao sempre disposto Diogo, obrigada pelos auxílios de sempre; a ajuda e colaboração da Pati que sempre se mostrou disposta a ajudar; a Tati, pelo auxílio durante a coleta dos dados e pelo bom humor de sempre; ao amigo Gleison, pela constante amizade e compreensão em todas as horas, e a todos aqueles que pelo Laboratório passaram;

Aos novos amigos: Carla, Robson, Joni, Charles e todos aqueles que contribuíram e que conviveram comigo neste período, e à Paula, pelo auxílio na finalização da Dissertação.

Às pessoas que me acolheram e me fizeram sentir sempre perto da família: Zô, Michele, Joel, Celina e Zé (minha família adotiva).

A todos àqueles que não foram citados e que se fizeram presente nesta caminhada, o meu muito obrigada de coração!

## RESUMO

### **CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DO DESEMPENHO DA LOCOMOÇÃO REALIZADA EM SUSPENSÃO NO MEIO LÍQUIDO**

Autor: Fabiana Leticia Sbaraini  
Orientador: Prof. Dr. John Peter Nasser

O objetivo deste estudo foi de caracterizar e analisar o desempenho da locomoção realizada em suspensão no meio líquido, através da determinação dos ângulos articulares, bem como as medidas de desempenho em relação a frequência cardíaca (FC) e velocidade média. A amostra foi composta por quatro homens na faixa etária entre 42 e 45 anos de idade que participaram do estudo voluntariamente. Como procedimentos metodológicos para caracterização dos sujeitos foram determinados o nível de atividade física habitual e prontidão para atividade física, medidas antropométricas e avaliação da capacidade funcional. Para análise do desempenho da locomoção foi utilizado o sistema de cinemetry bidimensional por filmagens subaquáticas com o auxílio de uma câmera digital com frequência de aquisição de imagens de 30Hz. Também para o desempenho analisou-se simultaneamente o comportamento da FC e velocidade média. Foram realizadas quatro filmagens com intervalo de duas semanas entre elas e um programa instrucional de seis semanas para desenvolvimento da técnica do movimento estudado. Para análise dos dados foi utilizada a estatística descritiva referente a média, desvio padrão, coeficiente de variação, teste t para amostras emparelhadas ( $p < 0,05$ ) e correlação linear de Pearson ( $p < 0,01$ ). As estatísticas foram realizadas com o auxílio do pacote SPSS versão 10.0. Os resultados obtidos apresentaram uma melhora no desempenho através da diminuição de FC e aumento no  $VO_2$  máx. A caracterização do padrão da locomoção em suspensão foi realizada através da amplitude das articulações que apresentaram os seguintes resultados: 100 graus a 122 graus de amplitude para o joelho; 53 a 76 graus referente ao quadril; de 9 graus a 21 graus referentes a inclinação do tronco; 34 a 89 graus de amplitude para o cotovelo e de 97 graus a 166 graus referente ao movimento do ombro. A partir do modelo estabelecido foi possível concluir que o movimento analisado não pode ser denominado marcha ou caminhada, pois não há presença das forças contínuas de reação do solo, mas sim, das forças propulsivas dos membros superiores e inferiores.

Palavras-chave: Desempenho, Locomoção, Suspensão.

## **ABSTRACT**

### **CHARACTERIZATION AND ANALYSIS OF LOCOMOTION PERFORMANCE CARRIED OUT IN SUSPENSION IN A LIQUID MEDIUM**

Author: Fabiana Leticia Sbaraini  
Advisor: Prof. Dr. John Peter Nasser

The aim of this study was to characterize and analyze the performance of locomotion in suspension in a liquid medium, by determining the joint angles, as well as measurements of performance in regard to heart rate (HR) and mean velocity. The sample consisted of four men aged 42 – 45 years who participated in the study as volunteers. As methodological procedures for the characterization of the subjects, the habitual level of physical activity and the readiness for such activity were determined, measured anthropometrically along with the evaluation of functional capacity. For the analyses of locomotion performance the bidimensional cinemetry system for sub-aquatic filming was used, with the aid of a digital camera with 30Hz frequency of image acquisition. For performance, HR and mean velocity were also analyzed simultaneously. Four filmings were made with two-week apart and a 6-week-instructional program was held to develop the technique of movement under observation. For data analyses descriptive statistics were utilized referring to the mean, standard deviation, variation coefficient, t test for paired samples ( $p < 0,05$ ) and linear correlation ( $p < 0,01$ ). The statistical procedures were performed with the aid of SPSS version 10.0 package. The results show an improvement in performance through a decrease in HR and an increase in  $VO_2$  max. The characterization of the standard of locomotion in suspension was carried out by measuring the amplitude of the articulations that present the following results: 100 - 122 degrees of amplitude for the knee; 53 - 76 degrees for the hip; 9 - 21 degrees for the inclination of the trunk; 34 - 89 degrees of amplitude for the elbow 97 - 166 degrees for the shoulder movement. From the model established, it was possible to conclude that the movement analyzed cannot be called either a march or a walk, since no continuous force of ground reaction is present, but rather of propulsive forces of the upper and lower members.

Key words: Performance, Locomotion, Suspension.

## ÍNDICE

	página
<b>LISTA DE ANEXOS</b> .....	<b>IX</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>X</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	<b>XIII</b>
<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
O PROBLEMA E SUA IMPORTÂNCIA .....	1
OBJETIVOS DO ESTUDO.....	4
<i>Geral</i> .....	4
<i>Específicos</i> .....	4
<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>5</b>
MARCHA HUMANA .....	6
<i>Evolução e importância da marcha</i> .....	6
BIOMECÂNICA DA MARCHA .....	9
<i>Ciclos da marcha</i> .....	9
<i>Principais Deslocamentos do Corpo Durante a Marcha</i> .....	12
CONSIDERAÇÕES SOBRE O MEIO LÍQUIDO.....	18
<i>Propriedades da Água</i> .....	18
HIDRODINÂMICA DOS MEMBROS SUPERIORES.....	20
INDICADORES PARA O DESEMPENHO HUMANO.....	25
<i>Domínio Biológico</i> .....	26
<i>Domínio Biomecânico</i> .....	28
<i>Domínio da Aprendizagem Motora</i> .....	31
<i>Domínio da Fisiologia</i> .....	33
<b>MÉTODO</b> .....	<b>42</b>

CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO.....	42
PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS PARA COLETA DOS DADOS.....	43
PROCEDIMENTOS PRELIMINARES.....	45
CARACTERIZAÇÃO DOS PARTICIPANTES.....	46
PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS.....	48
<i>Calibração do sistema</i> .....	49
<i>Localização das marcas externas</i> .....	50
<i>Monitoração da frequência cardíaca</i> .....	51
<i>Sincronização do freqüencímetro e filmadora</i> .....	52
<i>Análise do movimento</i> .....	52
<i>Processamento da imagem</i> .....	54
<i>Programa instrucional</i> .....	54
ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO DOS DADOS.....	56
<b>APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS .....</b>	<b>57</b>
CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA.....	58
<i>Prontidão para atividade física e nível de atividade física habitual</i> .....	58
<i>Variáveis antropométricas</i> .....	60
VELOCIDADE MÉDIA.....	70
ÂNGULOS ARTICULARES.....	74
MODELO BIOMECÂNICO.....	112
<b>CONCLUSÕES E SUGESTÕES .....</b>	<b>123</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>126</b>



## LISTA DE ANEXOS

ANEXO I	Aprovação Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos.....	133
ANEXO II	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido; Informativo.....	136
ANEXO III	Questionário de Prontidão para a Atividade Física (Q-PAF)*.....	139
ANEXO IV	Questionário sobre Nível de Atividade Física habitual.....	141
ANEXO V	Protocolos para mensuração da massa corporal, estatura, índice de massa corporal, relação cintura quadril, e equação para estimativa da densidade corporal e referências anatômicas para mensuração das dobras cutâneas.....	□□ 144
ANEXO VI	Protocolo de Rampa.....	147
ANEXO VII	Localização das marcas externas.....	149
ANEXO VIII	Temperatura da água, ambiente e da área dos visores; umidade do ambiente e da área dos visores durante o programa instrucional e nas análises.....	151
ANEXO IX	Análises estatísticas (teste t) para diferença entre as médias dos valores dos ângulos articulares em cada análise do sujeito 1 ao 4..	155
ANEXO X	Valores das correlações referentes a última análise dos sujeitos 1 a 4.....	160

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Ciclo Típico da Marcha Normal (Sutherland, D. H.; Kaufman, K. R & Moitoza, J. R. Kinematics of normal human walking. In Rose, J. & Gamble, J.G. (eds): <i>Human Walking</i> . Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, p.26). ....	10
<b>Figura 2</b>	Medidas Lineares do Ciclo da Marcha Normal (adaptado de Vaughan, C. L.; Davis, B. L. & O'Connor, J. C. Dynamics of human gait. Illinois: Human Kinetics Publishers Champaign, 1992, p.12).....	12
<b>Figura 3</b>	Oganograma das principais áreas de abrangência dos domínios do desempenho humano(Morrow, Jackson, Disch e Mood, 2003),.....	26
<b>Figura 4</b>	Flutuação em posição vertical controlada .....	30
<b>Figura 5</b>	Percentual do empuxo em relação ao peso corporal em diferentes níveis de imersão (Becker & Cole, 2000, p.41) .....	40
<b>Figura 6</b>	Fluxograma dos procedimentos metodológicos para coleta dos dados.....	44
<b>Figura 7</b>	Localização da câmera no visor subaquático e delimitação da área do percurso.....	49
<b>Figura 8</b>	Imagem do calibrador no interior da piscina, utilizado para a tomada dos dados.....	50
<b>Figura 9</b>	Demarcação dos pontos de referência externa que representam os centros articulares .....	51
<b>Figura 13</b>	Representação gráfica dos valores médios de frequência cardíaca (bpm) obtidos nos três ciclos em cada passagem no visor correspondente as quatro análises realizadas para o sujeito 2. ....	68
<b>Figura 14</b>	Representação gráfica dos valores médios de frequência cardíaca (bpm) obtidos nos três ciclos em cada passagem no visor correspondente as quatro análises realizadas para o sujeito 3. ....	69
<b>Figura 15</b>	Representação gráfica dos valores médios de frequência cardíaca (bpm) obtidos nos três ciclos em cada passagem no visor correspondente as quatro avaliações realizadas para o sujeito 4. ...	70
<b>Figura 16</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do joelho direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 1. ....	75
<b>Figura 17</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do quadril direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 1. ....	77
<b>Figura 18</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do tronco (graus) no plano sagital (lado direito) durante os três ciclos de passada do sujeito 1. ....	79

<b>Figura 19</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 1. ....	81
<b>Figura 20</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do ombro direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 1. ....	83
<b>Figura 21</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do joelho direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 2. ....	85
<b>Figura 22</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do quadril lado direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 2. ....	87
<b>Figura 23</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do tronco (graus) no plano sagital (lado direito) durante os três ciclos de passada do sujeito 2. ....	89
<b>Figura 24</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 2. ....	91
<b>Figura 25</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do Ombro direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 2. ....	92
<b>Figura 26</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do joelho direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 3. ....	94
<b>Figura 27</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do quadril direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 3. ....	96
<b>Figura 28</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do tronco (graus) no plano sagital (lado direito) durante os três ciclos de passada do sujeito 3. ....	98
<b>Figura 29</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 3. ....	100
<b>Figura 30</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do ombro direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 3. ....	101
<b>Figura 31</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do joelho direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 4. ....	104
<b>Figura 32</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do quadril (graus) no plano sagital/lado direito durante os três ciclos de passada do sujeito 4. ....	105
<b>Figura 33</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do tronco (graus) no plano sagital (lado direito) durante os três ciclos de passada do sujeito 4. ....	107
<b>Figura 35</b>	Valores médios em cada análise para o ângulo do Ombro direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 2. ....	110
<b>Figura 36</b>	Padrão final do movimento nos três ciclos do sujeito 1. ....	113

<b>Figura 38</b>	Padrão final do movimento nos três ciclos do sujeito 3. ....	118
<b>Figura 39</b>	Padrão final do movimento nos três ciclos do sujeito 4. ....	120
<b>Figura 40</b>	Representação do padrão do movimento completo. ....	122

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Ciclos da Marcha: Períodos e Funções (De Sutherland, D. H.; Kaufman, K. R & Moitosa, J. R. Kinematics of normal human walking. In Rose, J. & Gamble, J.G. (eds): Human Walking. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, p.27). ....	11
Tabela 2	Pontuação para nível de atividade física habitual (atividades ocupacionais diárias e atividades de lazer) e prontidão para atividade física por sujeito.....	58
Tabela 3	Características antropométricas e capacidade aeróbica através das médias (x) por sujeito e teste t para diferença entre as médias no pré e pós programa instrucional. ....	60
Tabela 4	Média (x) e desvio-padrão (s) para a temperatura da água (°C) das seis semanas de programa instrucional e para cada uma das quatro análises. ....	62
Tabela 5	Médias (x) e desvio padrão (s) das intensidades de trabalho através da frequência cardíaca (FC) em cada semana do programa instrucional por sujeito.....	63
Tabela 6	Valores mínimos, máximos, médias (x), desvio padrão (s) referente à frequência cardíaca (FC) obtida no período de 15 minutos de deslocamento em cada análise por sujeito.....	64
Tabela 7	Velocidade média (m/s) em cada uma das voltas do sujeito 1 .....	70
Tabela 8	Velocidade média (m/s) em cada uma das voltas do sujeito 2.....	71
Tabela 9	Velocidade média (m/s) em cada uma das voltas do sujeito 3.....	72
Tabela 10	Velocidade média (m/s) em cada uma das voltas do sujeito 4.....	73
Tabela 11	Valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos no plano sagital entre as passagens em frente ao visor, para o sujeito 1.. .....	84
Tabela 12	Valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos no plano sagital entre as passagens em frente ao visor, para o sujeito 2.. .....	93
Tabela 13	Valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos no plano sagital entre as passagens em frente ao visor, para o sujeito 3.. .....	103
Tabela 14	Valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos no plano sagital entre as passagens em frente ao visor, para o sujeito 4.. .....	111
Tabela 15	Valores referentes às amplitudes articulares nos três ciclos (c1, c2 e c3) do sujeito 1. ....	115
Tabela 16	Valores referentes às amplitudes articulares nos três ciclos (c1, c2 e c3) do sujeito 2. ....	117

Tabela 17	Valores referentes às amplitudes articulares nos três ciclos (c1, c2 e c3) do sujeito 3. ....	119
Tabela 18	Valores referentes às amplitudes articulares nos três ciclos (c1, c2 e c3) do sujeito 4. ....	121

## CAPÍTULO I

### INTRODUÇÃO

#### O Problema e sua importância

Historicamente civilizações antigas deixaram-nos vestígios de atividades desenvolvidas no meio líquido, onde a água sempre foi encarada como desafio ao homem. O ser humano, por sua vez, foi obrigado a enfrentá-la pela necessidade de locomover-se, de defender-se e de sobrevivência, através da atividade de pesca. Com o passar dos anos o meio líquido assumiu diversos papéis com relação ao desenvolvimento do homem, passando a ser utilizado para recreação e lazer, para competições e como meio terapêutico. Atualmente novas tendências têm surgido com o objetivo da busca de uma melhor qualidade de vida e na ênfase em opções diversificadas para tal, buscando atender as mais diversas faixas etárias e características individuais de quem procura as atividades no meio líquido (Santos, 1996).

Muitos pesquisadores têm se preocupado com as alterações fisiológicas que ocorrem no meio líquido, principalmente no que diz respeito à frequência cardíaca. Dentre eles citam-se os estudos de Kruel et al. (2001) relacionando as variáveis fisiológicas mensuradas no meio líquido durante a execução de determinados movimentos de Hidroginástica em piscina rasa, porém, em diferenciadas profundidades, e em relação à caminhada e corrida aquática também em águas rasas (limite máximo de imersão no processo xifóide) citam-se os estudos de Gleim e Nicholas (1989), Hamer e Morton (1990), Town e Bradley (1991), Svedenhag e Seger (1992).

Contudo, no entendimento de Kruel et al. (2001) as análises fisiológicas não são suficientes para a compreensão clara dos fenômenos investigados no

meio aquático. Necessita-se então, associar as informações fisiológicas obtidas com aquelas provenientes de outras áreas do conhecimento científico, como a biomecânica, buscando a formação de um campo de trabalho com ampla possibilidade de aplicação e integração.

Com a mesma preocupação no movimento como um todo, alguns pesquisadores vêm enfatizando em suas pesquisas o estudo biomecânico da locomoção no meio líquido através da utilização de procedimentos referentes à aquisição de imagens, analisando cinematicamente o movimento dos membros inferiores relativos à marcha no meio líquido em piscina rasa, como por exemplo, Gehm et al. (2003), Degani e Barela (2001) e John Mercer (s.d.). Diferenciando-se dos estudos com ênfase nos membros inferiores durante a execução de determinado movimento em meio líquido, é que se citam as pesquisas de Sá (1987), que buscou quantificar diretamente a pressão exercida na mão de um nadador durante o movimento de deslocamento na água em um determinado nado e, o de Carmo, Fernandes e Vilas-Boas (2001), que procuraram quantificar a força máxima exercida durante a execução na posição vertical invertida do nado sincronizado.

Um dos problemas mais críticos que os pesquisadores afirmam quando relacionam avaliação fisiológica e biomecânica de indivíduos é a aplicação dos resultados em situação real do exercício a ser praticado, principalmente quando o ambiente não é o natural vivenciado pelo indivíduo. Se de um lado, o controle laboratorial de uma série de avaliações orgânicas favorece a confiabilidade dos resultados obtidos, de outro, distancia as situações de prática envolvidas (Lopes et al., 1995). Assim sendo, cada vez mais trabalhos associam a fisiologia do exercício com a biomecânica, buscando desenvolver as avaliações no campo real de uma determinada atividade, objetivando uma maior fidedignidade dos dados obtidos. De acordo com Corsino et al. (1995), conforme literatura científica, para avaliar respostas fisiológicas e metabólicas em indivíduos, é necessário tentar reproduzir os movimentos específicos requeridos pelo exercício realizado durante o processo de mensuração, não buscando reproduzi-lo em outro meio, perdendo então sua característica real de movimento.

Baseados nas afirmações acima mencionadas, alguns autores vem desenvolvendo pesquisas utilizando avaliações fisiológicas e biomecânicas no mesmo meio em que são praticados os exercícios, normalmente não os



descaracterizando. Portanto, muitos estudos têm enfatizado como foco principal de suas pesquisas o processo da locomoção humana, que no decorrer dos últimos anos tem sido tão importantes que atualmente considera-se inadmissível indicar tratamentos para “deficiência” da marcha sem uma análise cuidadosa da locomoção, seja ela instrumentada ou não. A quantificação do movimento, ou seja, o real desempenho do aparelho locomotor, e a detecção de alterações não percebidas a olho nu, acrescentaram muitas vantagens para as pesquisas da marcha humana, principalmente no que tange comparações de antes e depois de tratamentos ou de reeducação da marcha (Ramalho, 1997).

A marcha, por ser um movimento natural e aprendido desde os primeiros meses de vida faz com que se tenha a hipótese de que todos já compreendam como esta forma de locomoção acontece, no entanto, há muitas décadas pesquisadores vem analisando as variações nos processos de locomoção em terra. Embora já exista um modelo do que é considerado marcha normal ou patológica, a preocupação atual de alguns pesquisadores é de transferir este movimento realizado em terra para a água, com o objetivo principal de minimizar o impacto. Porém, essas pesquisas já realizadas apresentam seus modelos ou padrões de movimento referentes aos membros inferiores, como se não houvesse interferência durante a locomoção no meio líquido pelos membros superiores.

A partir do modelo já estabelecido para a marcha em terra e que também é utilizado no meio líquido quando o sujeito tem o apoio dos pés no fundo da piscina surgiu a preocupação de compreender como um indivíduo se locomove no meio líquido estando ele em suspensão, e como ocorre a participação dos membros superiores neste movimento.

O andar, portanto é um movimento complexo e uma abordagem mais ampla pode ser utilizada para entender, em partes, os padrões deste movimento que, são influenciados pelo sistema, pela tarefa e pelo ambiente que se pratica. Portanto, justifica-se esta pesquisa pela ausência de um modelo que caracterize a locomoção na água realizada em suspensão e que possa assemelhar-se com a marcha na terra. Isso faz com que haja uma preocupação em compreender o que ocorre com os membros superiores durante a locomoção em suspensão e o que difere dos estudos sobre marcha até então realizados, com ênfase somente na participação dos membros inferiores e qual é o diferencial da locomoção em água estando o sujeito suspenso e durante a locomoção em terra.

Partindo-se de um contexto onde há carência de estudos que possam compreender e descrever a locomoção no meio líquido sem que haja o apoio dos pés no fundo da piscina quantificando não somente os movimentos de membros inferiores, como é comum na maioria dos estudos já realizados, mas também na movimentação dos membros superiores é que se buscou “Caracterizar e analisar o desempenho da locomoção realizada em suspensão no meio líquido”.

## Objetivos do Estudo

### Geral

O presente estudo propõe-se caracterizar e analisar o desempenho da locomoção realizada em suspensão no meio líquido.

### Específicos

- Verificar o desempenho através do comportamento da frequência cardíaca e da velocidade média durante a locomoção em suspensão no meio líquido;
- Determinar o parâmetro cinemático referente aos valores dos ângulos articulares dos membros inferiores e superiores;
- Caracterizar o modelo da locomoção em suspensão no meio líquido.

## CAPÍTULO II

### REVISÃO DE LITERATURA

Inúmeras são as atividades possíveis de serem realizadas no meio líquido, em piscinas de diferentes dimensões e profundidades, em clínicas, em lagos, no mar, dentre tantos, podendo assumir caracteres tanto no sentido recreativo, de lazer, de reabilitação da condição ideal de saúde, como melhoria no condicionamento físico ou na prática desportiva de alta performance. No entanto, nesta revisão será abordada como temática principal a marcha humana, nas dimensões fisiológicas e biomecânicas, buscando caracterizar a marcha realizada no meio terrestre e a locomoção em ambiente aquático com ênfase em piscinas funda bem como, os princípios físicos que tangem o meio líquido (propriedades da água).

Simultaneamente ao estudo dos movimentos dos membros inferiores realizados durante a locomoção será abordada também a movimentação realizada pelos membros superiores durante as fases propulsiva e compensatória apresentada durante a locomoção no meio líquido, através de um referencial teórico sobre a hidrodinâmica dos membros superiores. Além da caracterização do movimento a ser estudado, também serão apresentadas as pesquisas já realizadas sobre a relação da caminhada do indivíduo X variáveis biomecânicas estudadas X respostas fisiológicas X meio líquido, a fim de dar subsídios teóricos para o desenvolvimento desta pesquisa.

## Marcha Humana

### Evolução e importância da marcha

O bipedalismo é a adaptação evolutiva fundamental dos humanos a partir de outros primatas.

Em um estudo sobre os movimentos animais, Aristóteles (384-322 a. C) foram formuladas teorias bastante elucidativas sobre o controle do movimento, onde comparou através de observações os padrões dos movimentos dos animais com os dos humanos. Nesta comparação sistemática, Aristóteles identificou a importância da flexão e extensão das articulações e a ocorrência da transferência do peso corporal de um lado para o outro durante a progressão. Embora feitas as observações, as teorias do estudioso não puderam ser testadas até que se tornou possível a mensuração do movimento humano (Johanson, 1998).

Pela ciência do século XVII iniciou-se consideravelmente a atenção à compreensão dos princípios da marcha humana. De acordo com Johanson (1998), Galileu (1564-1642), estudioso e cientista matemático usou experiências combinadas à análise matemática para descobrir os princípios do movimento, utilizando-se de medidas de tempo e distância para calcular a velocidade e a aceleração de variados objetos enquanto caíam no espaço, compreendendo, contudo, as leis que governam eventos físicos do mundo real e constituindo, portanto, os fundamentos da ciência do movimento humano. Expandindo o trabalho de Galileu, Isaac Newton (1642-1727) desenvolveu os conceitos básicos de dinâmica, massa, momento e força, onde diferenciou conceitualmente massa de peso. Em 1662, Descartes (1596-1650) começou a tratar e conceituar o corpo humano como uma máquina, onde os processos fisiológicos humanos passaram a ser tratados como consequência das leis da física.

Discípulo de Galileu, Borelli (1608-1676) matemático, aplicou a visão mecânica do organismo humano ao assunto da locomoção. Descreveu os ossos como alavancas e os músculos como forças que atuavam sobre elas, definindo a localização do centro de gravidade para o ser humano e alguns animais. Pela primeira vez, foi possível testar a validade das teorias por meio das experiências (Johanson, 1998, p.214).

Notáveis descobertas em pesquisa sobre locomoção aconteceram em 1976, quando Mary Leakey expôs pegadas fossilizadas de antepassados humanos na África Oriental. Essas pegadas foram formadas por pelo menos dois humanos a 3.7 milhões de anos atrás, visualizadas em cima de cinza vulcânica. Através da idade destas pegadas provou-se que o bipedalismo existia a um milhão de anos pelo menos antes das ferramentas de pedra e do desenvolvimento de um cérebro grande, resolvendo a partir disso um dos assuntos principais de contenção em paleontologia (Leakey & Walker, 1997).

Apesar da comprovação da existência do bipedalismo em antepassados humanos, não houve cientificamente uma explicação de como esta forma de locomoção evoluiu. Uma estratégia que foi empregada para buscar uma resposta a este fato foi estudar a andadura bípede de primatas e de humanos. Tardieu et al. (1993) comparou as andaduras de um chimpanzé de nove anos e de uma criança de três anos de idade. Os autores deduziram como hipóteses que as mudanças apresentadas durante a evolução do bipedalismo humano seria a redução progressiva no deslocamento do centro de gravidade de corpo inteiro. Para isso, utilizou-se medida tridimensional do volume dos segmentos dos corpos, onde concluíram que a trajetória do centro de massa de um humano não era distinta do chimpanzé por uma mais baixa amplitude de movimento, mas pelo sincronismo das fases dos deslocamentos transversais e verticais dos corpos estudados.

Com ênfase em humanos, um padrão bípede de deambulação é adquirido ainda na época da lactância. Com um certo tempo de prática o sistema sensitivo motor torna-se muito competente em gerar automaticamente um conjunto repetitivo de comandos de controle motor que permite um indivíduo se locomover sem esforço consciente. Portanto, se a marcha é uma atividade aprendida não é de surpreender que cada indivíduo apresente certas peculiaridades pessoais sobrepostas ao padrão básico da locomoção bípede.

Devido tamanha complexidade processual do padrão de movimento da marcha, um dos objetos que mais tem recebido atenção na Biomecânica atual é o estudo da Locomoção Humana. Dos clássicos estudos já realizados aos mais contemporâneos, que se beneficiam da tecnologia e do processamento do sinal biológico, a locomoção, através da marcha humana sempre foi foco de atenção dos estudos em Biomecânica (Capozzo et al, 1992).

O domínio da locomoção bípede na posição ereta ocorre de forma prolongada, assemelhando-se a uma combinação de instinto e o processo de aprendizagem. A marcha humana é uma forma de atividade aprendida, portanto, cada um apresenta certas peculiaridades pessoais sobrepostas ao padrão básico de locomoção bípede (Inman, Ralston & Todd, 1998).

A marcha, segundo Rab (1994), é um processo de locomoção no qual o corpo ereto e em movimento é apoiado primeiro por uma das pernas e depois pela outra. Este padrão cíclico de movimentos corporais repete-se indefinidamente a cada passo, e essas alternâncias cíclicas do apoio de cada perna e a existência de um período de transferência, em que ambos os pés estão no solo são características essenciais do processo de locomoção, conhecidas como Marcha.

No ato de andar, existem dois requisitos básicos que originam movimentos corporais específicos universalmente observados na locomoção, que são: as forças contínuas de reação do solo que apoiam o corpo e o movimento periódico de cada um dos pés de uma posição de apoio para a seguinte, na direção da progressão.

Contudo, caminhar parece ser uma tarefa muito simples e automática desempenhada sem muito esforço. No entanto trata-se de uma habilidade de grande complexidade que requer interação do sistema nervoso central, de músculos e de articulações do corpo, de vários sistemas sensoriais, de forças gravitacionais e de diferentes circunstâncias ambientais em que um sujeito é submetido ao longo da vida.

Devido a complexidade do processo da marcha, seqüencialmente diversos estudos já foram realizados e ainda continuam sendo para que haja uma melhor compreensão deste processo, dos seus ciclos e dos princípios deste movimento.

A ênfase nos estudos sobre marcha se deve pela sua importância nas atividades da vida diária. Obviamente é essencial a locomoção humana, mas a capacidade de ficar ereto e mover-se sobre dois pés também constitui um pré-requisito de muitas outras tarefas do cotidiano.

## Biomecânica da Marcha

### Ciclos da marcha

Um ciclo da marcha é definido sobre um intervalo de tempo durante o qual uma seqüência de eventos sucessivos e regulares se completam. Esses eventos são o toque do pé no solo e posteriormente, seu desprendimento (Vaughan et al., 1992).

Tipicamente, o contato inicial do pé é feito com o calcanhar, mas na marcha patológica, outras áreas podem tocar primeiramente o solo, por isso, utiliza-se o termo toque do pé, em vez de toque calcâneo. Esse processo da marcha é dividido em duas fases, conforme Figura 1.

**Fase de apoio:** definida como a porcentagem do ciclo em que o pé está em contato com o solo. Conforme Magee (2002), a fase de apoio constitui 60% do ciclo da marcha, permitindo que a perna suporte o peso do corpo e, ao mesmo tempo, fazendo com que o corpo avance sobre o membro de sustentação.

A fase de apoio comumente é subdividida em três períodos (Tabela 1): *duplo apoio inicial*, que é o toque do pé e o desprendimento do pé oposto; *apoio simples* é o desprendimento do pé e o toque do pé contralateral, e por fim, o *segundo duplo apoio*, que é o toque do pé contralateral e o desprendimento do pé, constituindo o período de descarregamento do peso.

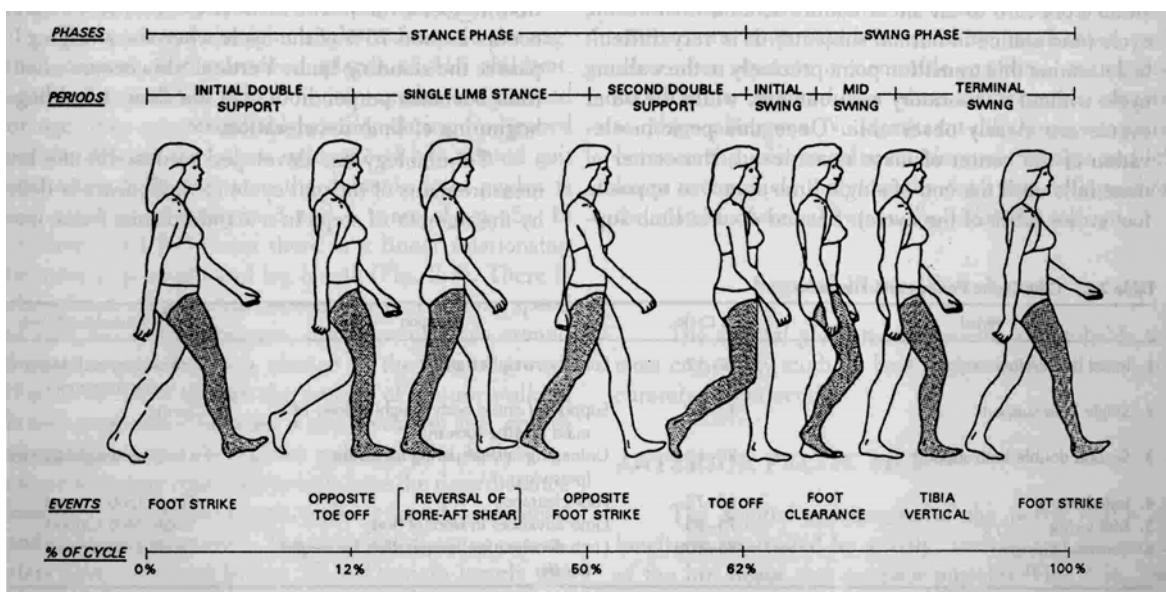
No duplo apoio as forças de extensão do joelho e a flexão plantar do tornozelo mantêm o joelho passivamente estendido, e faz com que os flexores plantares do tornozelo comecem a contração por encurtamento, acelerando o corpo para frente (Sutherland, Kaufman & Moitza, 1994).

**Fase de balanço:** é determinada pelo tempo em que o pé está no ar. Esta fase apresenta subdivisões que podem ser mais bem compreendidas pela comparação do membro inferior com um pêndulo composto, sendo capaz de modificar seu período por meio da ação dos músculos e, portanto, a cadência da marcha. A duração do balanço é determinada pelo momento de inércia da massa das partes (segmentos do corpo) e por sua configuração no espaço.

A fase de balanço pode ser subdividida funcionalmente em três períodos (Tabela 1): *balanço inicial*, ocorre quando o pé é erguido do solo, ocorrendo uma

rápida flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo a fim de possibilitar que o membro em balanço acelere-se para frente; *balanço médio*, é a passagem do pé até a perna vertical, fazendo com que a perna em balanço esteja adjacente à perna que está sustentando o peso; e o *balanço terminal*, que determina a desaceleração do membro (Sutherland, Kaufman & Moitza, 1994).

O tempo de balanço é igual ao do apoio simples contralateral. O duplo apoio inicial é caracterizado pela rápida transferência da carga para o membro que avança, com amortecimento do choque e desaceleração do momento de anteriorização do corpo. O pé normalmente progride até o apoio completo e o joelho atua como amortecedor do choque. Após o desprendimento do pé oposto, o membro inferior oposto está em balanço e o membro de apoio está em apoio simples. Já no segundo duplo apoio, ocorre à flexão do joelho e do quadril, e a flexão plantar do tornozelo no preparo para o desprendimento.



**Figura 1** Ciclo Típico da Marcha Normal (Sutherland, D. H.; Kaufman, K. R & Moitza, J. R. Kinematics of normal human walking. In Rose, J. & Gamble, J.G. (eds): *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, p.26).



Tabela 1

*Ciclos da Marcha: Períodos e Funções (De Sutherland, D. H.; Kaufman, K. R & Moitza, J. R. Kinematics of normal human walking. In Rose, J. & Gamble, J.G. (eds): Human Walking. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, p.27).*

Período	% do Ciclo	Função	Membro Contralateral
1. Duplo apoio inicial	0-12	Carga, transferência de peso	Retirada da carga e preparação para o balanço (pré-balanço)
2. Apoio simples	12-50	Apoio de todo o peso do corpo: movimento do centro de massa para frente	Balanço
3. Segundo duplo apoio	50-62	Retirada da carga e preparo para o balanço (pré-balanço)	Carga, transferência de peso
4. Balanço inicial	62-75	Passagem do pé	Apoio simples
5. Balanço médio	75-85	O membro avança à frente do corpo	Apoio simples
6. Balanço terminal	85-100	Desaceleração do membro, preparação para transferência do peso	Apoio simples

O ciclo da marcha é medido através de medidas lineares, de acordo com Vaughan et al. (1992), representadas através da Figura 2, que são apresentadas através de terminologias, onde:

**Cadência:** é o número de passos em intervalo de tempo (passos/min)

**Comprimento do passo:** distância entre os mesmos pontos de referência em cada pé durante o duplo apoio (em geral, a distância entre os calcanhares no instante do toque do calcâneo no solo). Se o comprimento dos passos for normal em ambas às pernas, o ritmo da marcha será suave. Este comprimento pode variar com a idade, o sexo e também, com a diferença na estatura das pessoas.

**Comprimento da passada:** é a distância em centímetros, percorrida durante o tempo de dois toques sucessivos do mesmo pé. Cada passada é composta por um comprimento de passo direito e um esquerdo. Já a velocidade da marcha é a velocidade média atingida depois de aproximadamente três passos, expressa em distância/tempo (cm/seg ou m/min).

De acordo com Magee (2002), o comprimento da passada ou do passo, diminui com a idade, dor, doença e/ou fadiga, onde, as alterações pela idade muitas vezes são resultados do ritmo ou da diminuição na velocidade de andar.

Ainda que comprovada essas alterações, alguns estudiosos, como Nigg, Fischer e Ronsky (1994) e Cho, Park e Known (2004), vem estabelecendo algumas diferenças nas características da marcha entre os sexos, apontando então a necessidade de se estudar separadamente a marcha em indivíduos do

sexo masculino e feminino, e de diferentes faixas etárias, principalmente por apresentarem variabilidade nas características antropométricas específicas para cada um destes.

Sendo assim, a maturidade da marcha depende essencialmente da duração do apoio simples, da velocidade da marcha, da cadência, do comprimento do passo e da proporção da largura da pelve com a distância entre os tornozelos, podendo variar de acordo com a faixa etária e com o sexo (Sutherland, Kaufman & Moitza, 1994).



**Figura 2** Medidas Lineares do Ciclo da Marcha Normal (adaptado de Vaughan, C. L.; Davis, B. L. & O'Connor, J. C. Dynamics of human gait. Illionois: Human Kinetics Publishers Champaign, 1992, p.12).

### Principais Deslocamentos do Corpo Durante a Marcha

Durante a marcha em velocidade moderada, ocorrem movimentos sincrônicos de quase todas as partes do corpo. Há uma inclinação da pelve, girando e oscilando conforme movimentação para frente, os segmentos dos membros inferiores deslocam-se nos três planos espaciais, enquanto que, os ombros giram e os braços balançam contrariamente ao deslocamento da pelve e das pernas (Inman, Ralston & Todd, 1998).

As medidas dos movimentos são realizadas com referência aos centros articulares, feitos em três dimensões, com relação aos planos anatômicos padrão: planos sagital, coronal e transversal.

As descrições sobre os deslocamentos da marcha abaixo relacionada demonstram os movimentos dos segmentos corporais durante a marcha em velocidade considerada moderada ou normal, o que corresponde a uma média de

1,2 m/s, de acordo com Inman, Ralston & Todd, (1998); Novacheck (1998) e Lelas et al. (2003).

### **Plano Sagital (Vista Lateral)**

*Inclinação Pélvica Anterior:* Os movimentos sagitais da pelve são controlados pela gravidade, pela inércia e pela ação dos músculos flexores e extensores do quadril. A inclinação pélvica oscila como o centro de massa do corpo. A pelve inclina-se para frente ou flexiona-se e se move de modo sinusóide, com dois picos e duas depressões. A pelve horizontaliza-se no desprendimento do pé e do pé oposto, com flexão máxima (para frente), na metade até o final do apoio e no balanço terminal. A inclinação pélvica diminui durante o período de carga (1º duplo apoio) e a seguir, aumenta quando o centro de massa do corpo passa sobre o pé fixo no solo.

*Flexão/Extensão do Quadril:* A flexão máxima do quadril ocorre durante o balanço terminal e a extensão máxima, ocorre no momento do toque do pé oposto. Logo que o pé oposto toca o solo, o peso é transferido para o membro que está à frente e o membro inferior que está atrás inicia a flexão do joelho e do quadril, enquanto faz pivô com o antepé.

*Flexão/Extensão do Joelho:* A primeira onda de flexão do joelho ocorre como absorção de choque, auxiliando a transferência do peso e encurtando efetivamente o comprimento do membro, para evitar a translação vertical excessiva do centro de massa. O pico dessa curva ocorre no duplo apoio inicial, no momento do desprendimento do pé oposto.

A flexão do joelho começa realmente no término do apoio simples, quando o calcanhar começa a se elevar do chão, iniciando a flexão do quadril, que ocorre no toque do pé oposto. A flexão do joelho ocorre rapidamente, começando logo após o desprendimento calcâneo e atingindo o máximo na fase de balanço, quando o pé em balanço ultrapassa o pé de apoio. Portanto, *a primeira onda de flexão é a absorção de choque e a segunda, é a liberação do pé.*

Flexão Dorsal/Plantar do Tornozelo: O contato do pé ocorre no duplo apoio inicial, no apoio simples ocorrem seqüencialmente a flexão dorsal progressiva e reversão desse movimento para a flexão plantar, no segundo duplo apoio, que é a fase de pré-balanço, o término se dá pelo desprendimento do pé e é passivo com relação aos músculos flexores plantares, e o encurtamento do membro para a liberação do pé começa no desprendimento do pé e atinge o máximo quando o tornozelo em balanço ultrapassa o tornozelo em apoio.

### **Plano Coronal (Vista Frontal)**

Obliquidade Pélvica: Em indivíduos normais ocorre uma certa queda da pelve contralateral durante o apoio simples, já na marcha de Trendelenburg, a queda passa a ser excessiva. A obliquidade pélvica funciona na absorção de choque e ajuste do comprimento da passada (Sutherland, Kaufman & Moitza, 1994).

Conforme Inman, Ralston e Todd (1998), na marcha normal, a pelve inclina-se para baixo, no plano coronal, do lado oposto ao do membro de apoio. O deslocamento ocorre na articulação do quadril, produzindo adução relativa ao membro de apoio e abdução do membro que está em balanço. A inclinação pélvica contribui para a efetividade do mecanismo de abdução do quadril, pelos músculos abdutores e tracto iliotibial.

Abdução/Adução do Quadril: Em indivíduos normais a curva é similar à obliquidade pélvica, a adução é máxima no desprendimento do pé oposto e no toque do pé oposto, a abdução máxima se dá no desprendimento do pé e a próxima adução, ocorrerá na fase de balanço.

### **Plano Transversal (Vista Axial)**

O plano transversal é compreendido por alguns movimentos de rotação. De acordo com Donskol e Zatsiorski (1988), conceitua-se movimento de rotação como sendo a soma dos movimentos no mesmo sentido, ou seja, é quando um objeto descreve uma trajetória circular em torno de um ponto.

*Rotação Pélvica:* O movimento é uma curva sinusóide simples com pico no toque do pé e depressão no toque do pé oposto, relacionando-o com a curva de flexão/extensão do quadril no plano sagital. A rotação pélvica e a flexão do quadril servem para alongar efetivamente o membro e impedir a queda excessiva do centro de massa do corpo, suavizando a translação vertical normal do centro de massa (Sutherland, Kaufman & Moitza, 1994).

Segundo Inman, Ralston e Todd, (1998), na marcha em local plano, a pelve gira em torno de um eixo vertical alternadamente para a direita e para a esquerda, relacionando-a a linha de progressão. Sendo a pelve uma estrutura rígida, as rotações ocorrem alternadamente em cada articulação do quadril, modificando a flexão e extensão dos quadris.

*Rotação Femural:* O fêmur gira para dentro no balanço até o duplo apoio inicial e a seguir, externamente, no resto do apoio, até o desprendimento dos dedos, ou seja, a rotação interna ocorre do desprendimento do pé até o desprendimento do pé oposto e a rotação externa, do desprendimento do pé oposto até o desprendimento do pé.

*Rotação do Quadril:* A rotação interna do quadril começa na metade da fase de balanço e continua até o toque do pé oposto, posteriormente, o quadril gira externamente até a metade do balanço, completando uma curva de movimento sinusóide.

*Rotação da Perna:* A rotação da tíbia é maior que a do fêmur, sendo que, a rotação interna máxima ocorre antes na tíbia, para depois ocorrer no fêmur, e a rotação externa máxima ocorrerá no momento do desprendimento do pé.

*Rotação do Pé:* Entre o toque do pé oposto e o desprendimento do pé (segundo duplo apoio), há um movimento de rotação interna. No momento do desprendimento do pé, o pé gira externamente e, ao mesmo tempo, faz flexão dorsal para liberar-se durante a fase de balanço.

A rotação pélvica, a obliquidade pélvica e a flexão do joelho na fase de apoio, atuam no mesmo sentido durante a fase inicial do posicionamento do pé,

aplanando o arco através do qual o centro de massa do corpo se desloca, sendo que, a rotação pélvica eleva as extremidades do arco e a obliquidade pélvica e a flexão do joelho, abaixam o vértice. Este efeito reduz a amplitude de flexão e extensão do quadril, necessária para manter o mesmo comprimento da passada.

Com base na cinemática, a estratégia de movimento muda conforme a pessoa aumenta a velocidade de execução da marcha. Em relação ao plano anatômico sagital (padrão) adotado nesta pesquisa, alguns estudiosos vêm analisando as alterações apresentadas nos deslocamentos dos segmentos corporais durante a marcha, a corrida e corrida de velocidade.

Conforme Novacheck (1998), considera-se marcha ou caminhada moderada um deslocamento de 1,2 m/s na horizontal; 3,2 m/s para corrida; 3,9 m/s corrida de velocidade e, 9,0 m/s para corredores de elite.

Em relação à biomecânica da corrida estudada por Novacheck (1998), durante a flexão máxima do quadril ocorre no meio do balanço terminal e é quem conduz a um comprimento de passada mais longa, e a extensão máxima, ocorre um pouco depois do momento do toque do pé oposito. Ao contrário do andar, o quadril estende durante a segunda metade da fase de balanço durante a corrida. Esta diferença evita a desaceleração excessiva que aconteceria na hora do contato inicial se o pé fosse muito distante à frente do centro de massa do corpo. Já, o padrão de movimento do joelho caminhando e correndo é bem parecido, no entanto, os extremos de movimento são muito diferentes. Correndo, durante o período de absorção, o joelho flexiona-se a aproximadamente 45°. Isto é seguido através da extensão do joelho a uma média de 25° durante a fase de propulsão. Correndo, o período de absorção é mais curto e a flexão do joelho é menor. Durante a fase de balanço também existem diferenças entre caminhar e correr em diferentes velocidades. A flexão máxima do joelho durante o balanço é de aproximadamente 60° no andar normal. Isto é muito menor que a média de 90° correndo ou os 105° correndo em velocidade de 3,9 m/s. O atleta altamente treinado em uma corrida de curta distância pode apresentar flexão máxima de joelho de até 130°. O movimento da coxa é semelhante a todas as velocidades de movimento, porém, os corredores de elite apresentam extensão da coxa significativamente maior durante a preparação para o contato inicial, com o intuito de minimizar a perda de velocidade associada ao contato com o solo.

Consolidando a pesquisa anteriormente citada, conforme Lelas et al. (2003), quando ocorre aumento na velocidade da marcha considerado normal ou moderada, os parâmetros temporais exibem características diferentes durante a corrida em relação à marcha. Em seu estudo, comparando quatro diferentes velocidades (lenta, normal, corrida e corrida em alta velocidade) no plano sagital, foram obtidos valores cinemáticos dos movimentos do tronco, quadril, joelho e tornozelo. Em relação aos segmentos observou-se: maior inclinação do tronco quanto maior era a velocidade de deslocamento, maior extensão do quadril com aumento na velocidade, onde a extensão máxima ocorreu um pouco depois do momento do toque do pé oposto, relação direta entre velocidade de deslocamento e flexão do joelho, aumentando a flexão de joelho durante a fase de balanço com o aumento da velocidade e, por fim o tornozelo que, com o aumento da velocidade houve maior dorsiflexão durante a fase de balanço.

Percebe-se, contudo, que nos estudos da marcha realizada em terra a ênfase das pesquisas dá-se somente nas respostas e alterações ocorridas nos membros inferiores. O mesmo acontece quando o foco do estudo é a marcha no meio líquido, também compreendendo apenas os movimentos dos membros inferiores. Porém, quando em ambiente aquático, nota-se que há uma participação dos membros superiores tão importante quanto à dos membros inferiores, ou seja, a tração e a propulsão para que haja o deslocamento na água é apresentada em maior parte pelos membros superiores que ficam imersos e, isso pode ser melhor compreendido pela movimentação dos braços e mãos realizada pelos nadadores e comprovada pelos estudiosos da hidrodinâmica dos membros superiores.

Para um melhor conhecimento dos movimentos realizados no meio líquido durante a locomoção, é necessário que haja a compreensão das propriedades físicas que tangem o meio, bem como a relação da água com o homem.

## Considerações Sobre o Meio Líquido

### Propriedades da Água

Tanto a água quanto o ar são meios fluidos, os quais exercem diferentes forças enquanto os corpos se movem através deles, podendo lentificar a progressão de um corpo em movimento, ou ainda, servindo de propulsão ou apoio. A compreensão geral das ações das forças fluidas e das demais propriedades da água sobre as atividades do movimento humano são componentes importantes no estudo biomecânico destes movimentos.

Os dois meios fluidos (ar e água) possuem características diferentes e que podem ser representadas pelos valores de suas densidades, que corresponde: *densidade do ar (20° centígrados)* =  $0,00120 \text{ g/cm}^3$  e *densidade da água* =  $0,99820 \text{ g/cm}^3$  (Bäumler & Schneider, 1989).

Em comum com as outras formas de matéria, a água possui outras propriedades físicas que incluem massa, peso, gravidade específica ou densidade relativa, flutuabilidade, pressão hidrostática, tensão superficial, refração, viscosidade e temperatura. Todas essas propriedades físicas já são conhecidas, e por isso, neste capítulo a ênfase no referencial teórico será somente em relação a temperatura da água, pelas divergências que os autores apresentam sobre a temperatura adequada para cada atividade. Já, os conceitos e discussões pertinentes a flutuabilidade serão apresentados posteriormente durante o referencial bibliográfico.

A temperatura é um dos parâmetros físicos de maior importância na área biológica, e deve ser bem diferenciada de calor. A *temperatura* é uma medida de intensidade de energia térmica, enquanto que *calor*, é a medida da quantidade de energia térmica (Heneine, 1984).

De total importância para a prática de exercícios físicos, a temperatura ambiente e corporal pode afetar algumas variáveis fisiológicas importantes no desempenho humano, como a frequência cardíaca e o consumo de oxigênio, através de vasodilatações ou constrictões sangüíneas devido às diferenças nas alterações de temperatura (abordadas posteriormente na revisão sobre desempenho humano).



Como foco principal deste trabalho, apresentam-se divergências sobre as temperaturas consideradas ideais ou apropriadas para atividades aquáticas. Baum (2000), afirma que as temperaturas ideais para a Hidroterapia devem estar entre 31 e 36 °C e para Natação, entre 27 e 31 °C. Já para Skinner e Thomson (1985), as temperaturas da piscina devem variar de 34 a 37 °C, conforme a necessidade específica. Em casos de lesões ortopédicas e da coluna, a piscina deve estar entre 34 e 36 °C, enquanto que, em condições artríticas, a temperatura mais satisfatória para o tratamento seria de 36 a 37 °C. A temperatura da água para um bom desenvolvimento de aulas de ginástica aquática ou hidroginástica, segundo Vasiljev (1997), deve estar entre 26 e 28 °C e entre 27 e 29 °C, para Bonachela (1999).

A faixa entre 27°C e 32°C é considerada ideal, sendo que para treinamento de alta intensidade, a temperatura deve estar próxima aos 27°C, e para relaxamento e atividades terapêutica, próxima aos 32°C. Porém, é importante ressaltar que quando preocupamo-nos com a temperatura da água é necessário observar também a duração da atividade, o tipo de intensidade do exercício, pois quando o corpo está imerso no meio líquido, o mecanismo de perda de calor, evaporação, torna-se ineficiente, uma vez que só pode se perder calor pela parte do corpo que não fica submersa, que, por motivos óbvios, é a cabeça (Aboarrage, 2003).

Para Vasiljev (1997), a exposição à água na temperatura adequada para a prática de hidroginástica, entre 26 e 28 °C, aumenta as qualidades elásticas dos nossos músculos, ajudando a ampliar a nossa faixa de movimento, prevenindo danos ao músculo devido também ao relaxamento que a água oferece.

Além das diferentes atividades realizadas no meio líquido e a temperatura ideal particularmente para cada prática, a questão da temperatura da água para a prática de exercícios aquáticos torna-se complexa em sua determinação, devido as diferenças de regiões e as estações do ano do nosso país, que é um território cortado pelo trópico de capricórnio e pela linha do Equador, ficando muito evidente suas diferenças climáticas de região para região. Por esta razão, fica difícil saber uma temperatura ideal para todo o país, ou até mesmo, para uma determinada região (Rocha, 1999).

## Hidrodinâmica dos Membros Superiores

Neste contexto, enfatiza-se a movimentação dos membros superiores durante a natação, para que se tenha uma compreensão de como os movimentos destes interfere na locomoção do indivíduo no meio líquido.

O fato de um indivíduo movimentar-se para frente, para trás ou para os lados, ou simplesmente manter-se flutuando, depende necessariamente de uma forma ou de outra, que se desenvolva uma força motora ou de sustentação para atingir seu objetivo. A essa movimentação de impulsionar ou empurrar o corpo a diferentes posições denomina-se propulsão (Counsilman, 1984; Palmer, 1990).

A força motora utilizada para a propulsão do corpo no meio líquido depende de um conjunto de membros para que se criem as forças necessárias para a propulsão ou para a manutenção da flutuação. Para Counsilman (1984), a possibilidade de progressão é o resultado de duas forças: uma que tende a reter o indivíduo, produzida pela água e que faz com que o sujeito a empurre para fora de seu caminho ou arraste consigo, denominada resistência, e a força que o impulsionará a diferentes posições, denominada propulsão.

Conforme Palmer (1990), quando o corpo entra em movimento produz-se uma resistência oposta pela água ou uma força de arrasto para trás, que é conhecida como “atrito” e que está diretamente relacionada com o tamanho e a forma do executante.

*“Como observação geral, os executantes aquáticos humanos mais rápidos usualmente têm ombros largos e tórax profundos que convergem para um quadril estreito e para as pernas. As primeiras partes do nadador, a cabeça e os ombros são arredondados e os corpos delgados, dando uma impressão geral de aerodinâmica e baixa resistência” (p.50).*

Para a resistência de o atrito ser vencida é necessária energia e esta por sua vez pode ser mais bem utilizada na propulsão para frente. Além da força de propulsão, o atrito manifesta-se de diferentes maneiras e várias formas: superfície de atrito; fricção por atrito com a pele; resistência de turbilhonamento e aerodinâmica; resistência das ondas e, resistência dos trajes de banho e efeito âncora (não discutido neste capítulo).

A superfície de atrito, de acordo com Palmer (1990), apresenta-se quando há movimentação do corpo para frente, movimentando a massa da água diretamente à frente de sua área que é projetada durante o deslocamento.

A fricção por atrito com a pele é produzida pela resistência oposta pela água diretamente junto ao corpo (Counsilman, 1984). Neste caso, a viscosidade do líquido afeta a movimentação do indivíduo por causa da adesão direta das moléculas de água com a pele, e ainda como fator importante em relação ao efeito da resistência do fluido, cita-se a velocidade de execução do movimento onde, a medida que aumenta-se a velocidade há um acréscimo considerável no atrito causado pelo corpo em relação ao meio (Palmer, 1990).

Consolidando as afirmativas do referencial acima, Froud e Zahm, na década de 80 descobriram que sob condições semelhantes à fricção das moléculas de água na pele é 790 vezes maior que as do ar, e, portanto a quantidade de energia necessária para realizar um movimento na água é em torno de 790:1 em relação ao ar. Isso proporciona uma situação onde os movimentos podem ser realizados com maior resistência, ocasionando uma maior dispêndio de energia quando em movimentação em meio aquático (Campion, 1990).

No que diz respeito à resistência de turbilhonamento e aerodinâmica, o posicionamento das mãos é um dos principais fatores de interferência no movimento e que ocasionam o turbilhonamento, ou seja, se uma mão for colocada numa corrente que se move rapidamente com a palma da mão voltada para a direção do fluxo, verifica-se que a suavidade e a continuidade da corrente serão perturbadas neste ponto, fazendo então com que apareça redemoinhos ou turbulência atrás da mão em movimento. Estes, por sua vez, aparecem devido às características aerodinâmicas das mãos.

Sobre a resistência das ondas, esta forma de atrito não é um dos fatores de grande importância para o desempenho durante o deslocamento, no entanto, é interessante que se evite a esteira da água provocada por outros nadadores ou sujeitos que se deslocam no meio líquido. De acordo com Palmer (1990), as ondas possuem energia, e por definição, quanto maior for a onda, mais energia ela possui, fazendo com que haja um maior dispêndio de energia durante a execução do movimento nesta situação.

Para Maglischo (1986), o êxito dos nadadores ou daqueles que usufruem o meio líquido para deslocarem-se depende primordialmente da capacidade de se gerar energia propulsora, reduzindo juntamente a resistência do movimento de deslocamento. Ao mesmo tempo em que as formas de atrito podem ser evitadas ou ao menos amenizadas pela técnica de execução, as formas de propulsão devem ser cada vez mais aprimoradas, seja pelo posicionamento das mãos e/ou pela magnitude da força e da propulsão por ela gerada.

Um dos fatores importantes que influenciam na propulsão é a tração, que faz com que haja a impulsão do corpo a partir da movimentação dos membros superiores. Conforme Counsilman (1984, pp. 19-22), na natação são empregados três tipos de trações que contribuem na efetividade para propulsão total do movimento. Na primeira, o cotovelo permanece baixo, a propulsão é mínima, fazendo com que a quantidade de água impulsionada para trás fique reduzida. A segunda tração apresenta o braço estendido e é mais eficaz que a primeira, no entanto, seus movimentos tanto na impulsão para baixo ou para cima da água são excessivos, perdendo com isso um melhor desempenho na movimentação, e por fim, a terceira tração que minimiza os componentes para cima e para baixo da tração do braço estendido, buscando um maior impulso para trás, facilitando o deslocamento. Neste momento, o braço no início do movimento está estendido, salvo em que o cotovelo está mais elevado. Posteriormente, durante a tração ocorre uma flexão de cotovelo finalizando novamente com a extensão do mesmo.

Outro fator de grande relevância na propulsão além do posicionamento dos braços é o posicionamento das mãos. A cada posicionamento diferente existe uma resistência criada.

Segundo Counsilman (1984), pesquisas no campo da mecânica dos líquidos indicam que a mão com os dedos levemente abertos ou totalmente unidos conseguem uma maior tração do que a mão com os dedos abertos, já, em relação à eficácia da puxada, o fundamental é que a mão esteja aberta e não na forma de concha, que reduz consideravelmente a propulsão, fundamentalmente devido à perda de resistência frontal e de esteira.

Confirmando as colocações do autor anterior, Palmer (1990) ao examinar o efeito da mão em forma de concha e da separação dos dedos no movimento de tração através de experimentos realizados em um canal de águas abertas no laboratório hidráulico da Bristol Polytechnic, obteve resultados onde indicaram

que as forças hidrodinâmicas sobre a mão foram definitivamente maiores quando os dedos estavam fechados em relação aos dedos abertos. Para velocidade de execução do movimento, o estudo apresentou depreciações significativas na performance quando os dedos estavam abertos e maior eficácia com os dedos fechados.

Barthles (1982) apud Sá (1987) fez estudos das mãos e antebraço dos nadadores, com o objetivo de identificar as forças propulsivas e de sustentação. Neste trabalho concluiu-se que a produção das forças depende diretamente do tipo de mão (caracterização antropométrica) e do posicionamento dos dedos, onde: os dedos separados reduzem a força propulsiva de sustentação das mãos; o ângulo ótimo de ataque da mão depende do seu formato e tamanho, da velocidade de entrada, e da direção do fluxo da água após seu posicionamento, e por fim, a força de arrasto da mão em forma de concha aumenta à medida que há separação dos dedos.

As análises da propulsão, das forças de sustentação e de arrasto tiveram grande ênfase nos estudos de Schleihauf apud Sanders (1999), nas décadas de 70, 80 e 90. O autor em (1979) desenvolveu um método para quantificar as forças de sustentação e de arrasto produzidas pela mão de nadadores durante a tração na braçada. Para tal, foi utilizado um modelo de uma mão de nadador (feita de resina), onde foi medida a força propulsora em um ambiente cujo fluxo da água era constante. Neste estudo foram usados dados tridimensionais da mão para estimar o arrasto, as forças de sustentação e os vetores das forças da resultante produzidos durante os ciclos das braçadas. Berger, Groot e Holandês (1995) apud Sanders (1999), estenderam o trabalho de Schleihauf determinando coeficientes de arrasto e de sustentação da mão variando a profundidade de imersão do modelo.

Os estudos sobre forças de sustentação e coeficientes de arrasto de Schleihauf (1979) e Berger et al. (1995) apud Sanders (1999) foram determinados sob as circunstâncias em que a velocidade do fluxo era constante. Para estimar as forças produzidas pela natação os investigadores negligenciaram os efeitos da aceleração do fluxo em seus modelos matemáticos. Entretanto, Pai e Feno (1988) apud Sanders (1999) afirmaram que os efeitos da aceleração afetariam substancialmente a força na propulsão, e que seria necessário acrescentar no modelo matemático esta variável.

De acordo com Schleihauf (1984) apud Sanders (1999), um modelo matemático foi criado para determinar a força da mão na braçada. Esta força, por sua vez, é composta pela resultante do vetor dos componentes da força de sustentação e de arrasto durante a propulsão. Assim, o modelo matemático para determinação da força da mão adotado pelo autor é:

$$F_{\text{mão}} = F_{\text{arrasto}} + F_{\text{sustentação}}$$

Sustentando a afirmação acima, de acordo com Ito e Okuno (2003), a contribuição da força gerada pela mão em combinação do antebraço é de suma importância para determinar a velocidade de deslocamento no meio líquido, sendo esta inferida pela relação entre a propulsão (arrasto) e a resistência gerada pelo meio (força de sustentação).

Portanto, muitos são os fatores a serem compreendidos na propulsão de um nadador, no entanto, um fator principal que dificulta estimar os coeficientes da hidrodinâmica (o arrasto e a força de sustentação) é o fluxo gerado em torno da mão durante os movimentos e que pode ser modificado conforme execução de diferentes movimentos. Mesmo que haja a orientação do melhor posicionamento da mão, a movimentação gerada pelo fluxo faz com que os coeficientes hidrodinâmicos mudem continuamente.

Outra variável que também vem sendo utilizada para determinar o quão eficaz é o movimento durante o deslocamento no meio líquido é a frequência de braçada, que segundo Maglischo (1986), é um valor expresso quanto ao número de ciclos efetuados pelo nadador a cada minuto (ciclo de braços/min). Para Hay (1981), a frequência das braçadas dependerá do tempo que o nadador gasta na fase propulsiva e na recuperação de cada braço.

Para Maglischo (1986), há uma relação negativa entre comprimento e frequência de braçada onde, um aumento no comprimento da braçada deve, teoricamente, gerar uma diminuição na frequência; um aumento na frequência deve gerar, de maneira teórica, uma diminuição no comprimento de braçada. Melhoras, tanto no comprimento médio de braçada, quanto na frequência média de braçada poderiam resultar em melhoras significativas na performance desportiva. De acordo com Caputo et al. (2000) há uma relação entre comprimento e frequência de braçada e a velocidade com que o nadador se

locomove na água, sendo esta determinada pelo produto entre o comprimento e a frequência de braçada. Esta relação direta entre o comprimento e a frequência de braçada com relação à velocidade foi comprovada em um dos estudos do autor (Caputo et al, 2000) onde, após seis meses de treinamento aeróbio, houve aumento na velocidade máxima de 400m estando associada a um aumento apresentado na frequência e no comprimento de braçada.

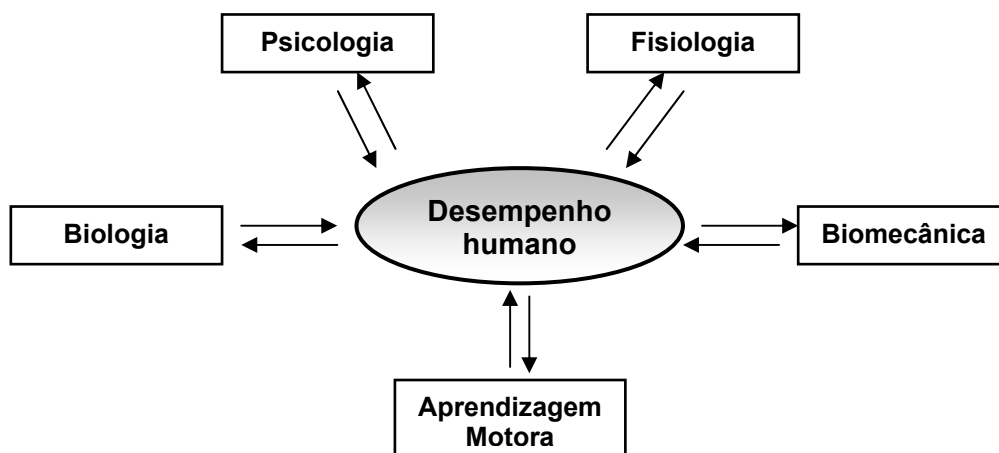
Embora tamanha seja a complexidade dos movimentos, nota-se que alguns autores e estudiosos vem enfatizando o melhor posicionamento dos braços e das mãos (hidrodinâmica), bem como as relações entre comprimento e frequência de braçada com a eficácia no desempenho dos movimentos da natação, no entanto, percebe-se ainda que a literatura é escassa quando se trata de estudos sobre um melhor posicionamento dos membros superiores em relação não somente ao desempenho da natação, mas no desempenho da caminhada ou marcha, seja no meio líquido ou mesmo no meio terrestre. Além da hidrodinâmica dos membros superiores outros indicadores são necessários para a medida de desempenho durante a locomoção e que serão descritos no próximo item.

### Indicadores para o Desempenho Humano

O desempenho humano é o resultado de um conjunto de todas as características físicas e mentais do indivíduo. Algumas são determinadas pelo material genético, como é o caso do sexo e outras características podem ser adquiridas pelos processos de crescimento, maturação e aprendizagem, enquanto outras são a resultante da interação dos componentes genéticos do indivíduo com diferentes ambientes.

Para Morrow, Jackson, Disch e Mood (2003), existem inúmeros fatores do desempenho motor que afetam a capacidade de um indivíduo de realizar determinadas habilidades esportivas específicas. Devido essa gama de fatores influenciáveis na maximização do desempenho tornou-se necessário à validade da construção das áreas que abrangem o desempenho humano, denominada domínio do desempenho humano. Em cada domínio existem os subdomínios, que permitem que se estenda a qualidade necessária para a realização de várias

tarefas motoras. As principais áreas de domínio do desempenho estão descritas na Figura 3.



**Figura 3** Oganograma das principais áreas de abrangência dos domínios do desempenho humano(Morrow, Jackson, Disch e Mood, 2003),

### Domínio Biológico

No domínio biológico, segundo Watson (1986), certas influências ambientais podem ter efeitos permanentes, e junto aos fatores genéticos representam limites invariáveis do desempenho. Esses fatores genéticos como idade, sexo e biotipo são subdomínios de essencial importância em todos os demais domínios e subdomínios do desempenho humano.

Na classificação dos subdomínios do domínio biológico, o conhecimento do biotipo é de grande importância. Este, em determinado momento é conhecido como fenótipo, que é fortemente influenciado por fatores genéticos (genótipo). Contudo, o biotipo pode ser quantificado através de medidas antropométricas como comprimento, largura, espessura e circunferência de várias partes do corpo.

Como foco principal desta pesquisa, a quantificação das medidas antropométricas é representada essencialmente pela densidade corporal do indivíduo e sua relação com a flutuabilidade. Essa variável é um indicador que pode possibilitar ou mesmo interferir negativamente no desempenho humano,



mais precisamente no deslocamento realizado no meio líquido e na capacidade de flutuação neste meio.

As diferenças na flutuabilidade se dão em função da densidade corporal. Essa densidade é dependente de dois fatores: seu peso (massa) e o volume de seu corpo. A probabilidade de um indivíduo flutuar depende da quantidade de ossos, músculos, gorduras e outros tecidos dos quais é composto. Uma vez que a densidade do osso e do músculo é maior que a densidade da gordura, indivíduos que são extremamente musculosos e têm pouca gordura corporal têm maiores densidades corporais médias do que indivíduos com menor massa muscular, facilitando assim a flutuação destes, pois o volume corporal passa a ser suficientemente grande para criar uma força de flutuação maior ou igual ao peso corporal. Além disso, essas diferenças na flutuabilidade variam de acordo com a idade e o sexo onde, na infância, ossos e músculos não estão completamente formados, tornando a densidade corporal relativamente baixa, e na velhice, com a diminuição de minerais dos ossos e a atrofia dos músculos a densidade do corpo outra vez torna-se relativamente baixa, podendo até fazer com que certas pessoas se tornem incapazes de flutuar com o passar dos anos. Já na diferenciação entre os sexos, as mulheres têm maiores probabilidades de flutuarem do que os homens, pois elas geralmente possuem maiores proporções de gordura do que os homens, sendo 26% de gordura corporal para mulheres e 11% para os homens conforme pesquisas de Wilmore e Benke (1970), Sloan (1967) apud Hay e Reid (1985).

Na flutuação de um indivíduo a orientação do corpo é determinada pela posição relativa do centro de gravidade<sup>1</sup> deste corpo em relação ao seu centro de volume, onde, a localização destes centros varia de acordo com dados antropométricos e da composição do corpo (Hay & Reid, 1985; Hall, 1993).

Para Palmer (1990), o posicionamento do centro de gravidade difere de acordo com a estrutura física e anatômica entre homens e mulheres. A exemplo disso, nas mulheres seus ossos são geralmente menores e mais delgados que nos homens, assim como o tronco dos homens tende a ser mais profundo e ombros mais largos do que nas mulheres. Estes diversos aspectos formam um

---

<sup>1</sup>O efeito da flutuação de um corpo pode ser considerado como uma simples força atuando no centro de massa do fluido deslocado, conhecido como *Centro de Empuxo* (Shames, 1973).

padrão pelo qual o centro de gravidade no corpo do homem tende a ser proporcional e ligeiramente mais alto do que no da mulher.

A relação entre a densidade corporal, a capacidade de fluabilidade e o equilíbrio necessário para a execução do deslocamento no meio líquido são melhores explicadas no domínio biomecânico. Esse domínio compreende os subdomínios considerados principais, como: força muscular, flexibilidade e especificamente, para esta pesquisa, o equilíbrio. Para tanto, somente esta variável será abordada teoricamente neste capítulo.

### Domínio Biomecânico

A biomecânica tem apresentado sua importância no processo de mensuração do desempenho de determinados movimentos, principalmente em habilidades fechadas em que a consistência do movimento é considerada fundamental para o sucesso. Para Magill (2000), as medidas cinemáticas, associadas com a aprendizagem do movimento, tornam-se elementos importantes na descrição do desempenho na pesquisa de aprendizagem e controle motor.

Independente do movimento estudado e dos procedimentos utilizados na aprendizagem deste movimento, quando avaliado qualquer um dos subdomínios pertencentes a área de biomecânica, estes preferencialmente devem ser classificados em relação a um segmento isolado do corpo, ou seja, considera-se duas dimensões gerais: membros inferiores e superiores, fazendo com que se obtenha uma medida pormenorizada de acordo com a especificidade da tarefa a ser executada para cada uma das variáveis (Jackson e Frankiewicz, 1975, apud Morrow, Jackson, Disch e Mood, 2003).

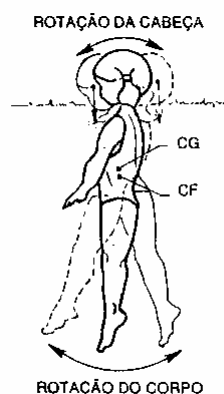
Um dos subdomínios que apresentam grande importância na realização de movimentos tanto na terra quanto no meio líquido é o subdomínio do equilíbrio. Classificado como multidimensional, ele pode ocorrer em variados ambientes e de diferentes formas, sendo que, a compreensão de equilíbrio nesta pesquisa se dá com ênfase no deslocamento meio líquido.

Para que um corpo flutue em completo equilíbrio ou em estado de equilíbrio, o centro de gravidade e o centro de flutuação alinham-se um com o outro, estando o centro de gravidade agindo para baixo e o centro de flutuação atuando para cima, com o objetivo de sustentar o corpo. Entretanto, o corpo pode flutuar com o seu centro de gravidade acima ou abaixo do centro de flutuação, o que determinará a posição de equilíbrio.

Existem três condições possíveis de equilíbrio: equilíbrios estáveis, instáveis e neutros. O *equilíbrio estável* acontece quando um pequeno deslocamento da posição de equilíbrio produz um movimento de alinhamento ou correção que reconduz o corpo a seu estado original, o que caracteriza a flutuação horizontal onde o centro de flutuação permanece acima do centro de gravidade. O *equilíbrio instável* ocorre quando um pequeno deslocamento provoca um momento de giro, fazendo com que o centro de gravidade fique acima da superfície da água e, por fim, o *equilíbrio neutro*, que acontece quando o corpo permanece em qualquer posição após ter rodado ou se inclinado, por exemplo, a rotação de uma bola. Estas três condições de equilíbrio caracterizam o posicionamento horizontal tomado pelos nadadores (Palmer, 1990).

Já, no posicionamento de equilíbrio na vertical, os autores Morrow, Jackson, Disch e Mood (2003) conceituam o equilíbrio como estático e dinâmico, onde, a capacidade de manter o equilíbrio total de um corpo enquanto um sujeito fica em pé em um lugar caracteriza-se como equilíbrio estático, ao passo que o equilíbrio dinâmico consiste na capacidade de manter um sujeito equilibrado quando em movimentação de um lugar para outro.

Conforme Palmer (1990), para que um indivíduo permaneça na posição de equilíbrio vertical controlado é necessário que o centro de gravidade permaneça acima do centro de flutuação. Na posição vertical de flutuação há interferências na atitude da cabeça, podendo manobrar o corpo do indivíduo em diferentes posições e controlar a forma de flutuação vertical. Desta forma, quando há rotação da cabeça para frente também há um deslocamento para frente do seu centro de gravidade, o mesmo acontece com a movimentação da cabeça para trás, onde uma ação de pêndulo pode ser desenvolvida, fazendo com que o corpo desequilibre lentamente em relação à superfície. Portanto, a posição vertical pode ser controlada pelo ajustamento da cabeça, como mostra a Figura 4.



**Figura 4** Flutuação em posição vertical controlada

Compreendendo os tipos de equilíbrio nos diferentes posicionamentos, além do ambiente alguns fatores influenciam na interação da manutenção do equilíbrio e da postura. Para que esta manutenção aconteça, Woollacott e Shumway-Cook (1990) apud Gallahue e Ozmun (2001) afirmam que múltiplos fatores neurônicos e biomecânicos trabalham em conjunto para atingir o objetivo de equilíbrio. Com isso, os componentes que podem desempenhar papel de influência no controle do equilíbrio de um indivíduo são: (1) sinergias de reação músculo-postural, que se referem ao tempo de seqüenciamento de ativação de grupos musculares tanto na parte inferior quanto na superior do corpo necessário para manter o equilíbrio ou o controle postural; (2) sistemas visuais, vestibulares e somato-sensorial, onde, o sistema visual é quem fornece as informações sobre o posicionamento do corpo em relação ao ambiente, e os outros dois sistemas contribuem com as informações sensoriais sobre a posição do corpo e da cabeça em relação à gravidade e à percepção da posição das articulações; (3) sistemas adaptativos, que são os sistemas que permitem que ocorram modificações nas informações sensoriais e nas reações motoras quando há alterações nas exigências das tarefas ou modificação nas características do ambiente; (4) força muscular, que possibilita a restauração do equilíbrio ou de uma postura adequada a tarefa executada quando esta é perturbada; (5) escala de movimentos das articulações, que referem-se às várias articulações do corpo as quais determinam o quão restrito ou livre pode ser um movimento dependendo do grau de equilíbrio requerido durante determinada execução de movimento e; (6) morfologia corporal,

onde os elementos como estatura, centro de massa, comprimento dos pés e distribuição do peso corporal alteram a função biomecânica de manutenção e estabilidade.

### Domínio da Aprendizagem Motora

Apesar de algumas características serem relevantes para o desempenho humano e que o indivíduo tem pouco ou nenhum controle, como o sexo, idade, somatotipo, distribuição e tipo de unidades motoras; as características ambientais como o local (altitude, temperatura, umidade,...) onde se pratica determinadas atividades ou onde é realizado um treinamento tem grandes influências em relação às adaptações específicas, anatômicas, fisiológicas, bioquímicas e biomecânicas frente ao exercício, podendo influenciar no êxito do desempenho. Esses fatores ambientais são classificados como subdomínios do domínio da Aprendizagem Motora, além da coordenação, agilidade e fatores motivacionais que fazem parte do processo de aprendizagem de tarefas motoras.

Como fator ambiental, em todas atividades o movimento humano é afetado pelo fluido no qual são realizadas as atividades. Alguns autores como Thein e Brody (1998), Hamill e Knutzen (1999), Sanders (2000), comprovam através de seus estudos que tanto o ar como a água é considerada fluidos que, por sua vez, podem afetar humanos ou objetos. A exemplo disso, cita-se o movimento de um corredor, que é afetado pelo ar e de um nadador, que é afetado pela água ou pela interface ar/água.

De acordo com Sanders (2000), quando um movimento passa a ser executada no meio líquido a resistência que cerca o corpo neste meio durante a progressão do movimento é de aproximadamente 12 a 15 vezes maior do que quando executado somente com a resistência do ar, resultando, portanto em uma maior sobrecarga de treinamento no meio líquido e aumento do gasto energético quando comparado com o mesmo exercício executado em terra.

Além da influência do ambiente na realização de uma determinada tarefa motora, o processo de aprendizagem desta e os fatores motivacionais que levam

um indivíduo a executar um certo movimento tem papel fundamental no êxito da maximização do desempenho humano.

Comprovando a afirmativa, o estudo de Clarys (1979) apud Wilson e Thorp (2003) ao examinar em seu estudo a morfologia humana e sua relação com o arrasto hidrodinâmico, o autor concluiu que a forma, as variáveis antropométricas como composição e dimensões do corpo tiveram pequena influência na fase de propulsão durante o deslocamento na natação em relação a aprendizagem e fatores motivacionais. Contudo, as maiores diferenças significativas durante a eficiência na propulsão se deram pela influência do treinamento da coordenação dos movimentos e pelo aprendizado da técnica do estilo do nado estudado.

Em contrapartida, Schmidt e Wrisberg (2001), afirmam que as diferenças individuais e capacidades motoras são fatores determinantes que contribuem nas diferenças de desempenho dos movimentos das pessoas. Esses fatores de diferenças incluem as capacidades que um indivíduo tem de realizar determinada tarefa motora; atitudes; tipo corporal; composição emocional; nível de aptidão física que a pessoa se encontra; nível maturacional; nível motivacional; experiências sociais prévias e do movimento estudado. Com isso, existe uma relação direta entre um maior conhecimento das características do sujeito e a melhoria ou não no desempenho de uma ou mais tarefas motoras.

Além dos diversos fatores acima relacionados que podem ser determinantes nas medidas do desempenho, para Schmidt e Wrisberg, (2001), existem formas diferentes de se medir o desempenho de uma habilidade motora. O desempenho motor é medido considerando duas categorias relacionadas a diferentes níveis de observação do desempenho, sendo a primeira categoria denominada de medidas de resultados do desempenho onde estão incluídas as medidas que indicam o resultado ou os efeitos do desempenho de uma habilidade motora, exemplos: tempo para completar uma resposta, tempo de reação e distância. A segunda categoria denominada de medidas de produção do desempenho na qual informam sobre a atividade dos diversos músculos envolvidos na ação ou ainda como o sistema nervoso está funcionando, como o sistema muscular está agindo ou como os membros e articulações estão atuando, antes durante e depois de a pessoa desempenhar uma habilidade, por exemplo, o deslocamento, a velocidade, a aceleração, o ângulo da articulação.

Nota-se que o subdomínio da aprendizagem motora abrange a maioria das variáveis influenciáveis na melhoria do desempenho humano. No entanto, em níveis menos genéricos, é possível demonstrar que o desempenho também é influenciado pelas características fisiológicas específicas, sendo que muitas delas podem ser medidas ou descritas.

### Domínio da Fisiologia

As características do domínio da fisiologia incluem variáveis de força, flexibilidade, velocidade e a capacidade para vários outros tipos de esforços físicos, classificados como componentes da aptidão física ou aptidão motora, que podem sofrer modificações ou melhorias de acordo com o nível de treinamento. Dentre estes componentes, os mais estudados são os parâmetros hemodinâmicos e metabólicos frente ao exercício.

Existem em demasia, diferentes tipos de exercícios e de atividades físicas possíveis de se executar. Cada um deles solicita diferentes grupos musculares e induz quantitativamente diferentes estímulos ao coração, vasos sanguíneos e pulmão a depender da quantidade de grupos musculares envolvidos, intensidade, duração da atividade e o ambiente onde o exercício é executado, principalmente no que diz respeito ao meio e a temperatura.

Cada indivíduo possui um conjunto de aptidões e limitações oriundas de seu potencial genético, das atividades físicas prévias ou mesmo de eventuais disfunções orgânicas. Portanto, estas qualidades e deficiências devem ser diagnosticadas, analisadas, classificadas e orientadas adequadamente. A esse processo, fundamental para maior eficiência da performance humana, caracteriza-se como avaliação funcional. Assim, de acordo com Ribeiro e De Rose (1983), esta avaliação tem o intuito de traduzir o desempenho físico por um conjunto de variáveis mensuráveis, independentes de fatores aleatórios ou fortuitos que escapam a análise científica, como por exemplo: a mensuração de consumo de oxigênio, ácido láctico, e respostas de frequência cardíaca.

Portanto, neste tópico serão abordados os parâmetros hemodinâmicos da frequência cardíaca e consumo de oxigênio, e suas diferenciadas respostas frente

ao exercício no meio líquido na profundidade onde o nível da água está na altura dos ombros ou pescoço e possíveis comparações com o meio terrestre através de pesquisas já realizadas, bem como, a influência da temperatura nas alterações destas variáveis.

**A frequência cardíaca (FC)** é o número de batimentos do coração registrados a cada minuto, sendo determinada por despolarizações espontâneas do nódulo sinusal, entre 70 e 80 batimentos por minuto (bpm). Quando em repouso a FC sofre influências pela idade, por fatores emocionais, posição do corpo, influências ambientais e nível de aptidão cardiorrespiratória, tornando-se progressivamente mais baixa com o aumento da idade e com o aumento da quantidade de treinamento, ou seja, quanto mais bem condicionado estiver uma pessoa, mais baixa sua FC tanto de repouso quanto em exercício (Alfieri & Duarte, 1993, p.32).

Segundo Weineck (1991) a quantidade de sangue por minuto é conhecido como débito cardíaco, que é o produto da frequência cardíaca (FC) pelo volume sistólico (quantidade de sangue que é expulsa do ventrículo para as vias sanguíneas durante a contração). Uma pessoa não treinada aumenta o seu VMC principalmente através do aumento da frequência cardíaca; o treinado através do aumento do volume sistólico. Do ponto de vista energético, o aumento do volume sistólico é mais favorável que o aumento da frequência, pois há um menor gasto do oxigênio utilizado.

Para Fox, Bowers e Foss (1991), o aumento da FC é a primeira resposta do aparelho cardiovascular observada no esforço físico e, isso se deve pela inibição da atividade parassimpática e pelo aumento da atividade simpática adrenérgica, apresentada quando se inicia qualquer exercício. Contudo, esta elevação de FC se dá em diferentes tipos de exercícios, acompanhando linearmente a intensidade do trabalho realizado, aumenta com o aumento da temperatura corporal, pelo acúmulo de ácido láctico, fatores emocionais e depende do tipo de contração muscular envolvida, principalmente em exercícios que envolvam esforço realizado (movimentação) dos membros superiores juntamente aos inferiores, como é o caso das caminhadas e corridas.

À medida que a pele torna-se aquecida pelo exercício, os vasos sanguíneos superficiais dilatam-se e o suprimento sanguíneo periférico aumenta. De acordo com Skinner e Thomson (1985) e o American College of Sports



Medicine (1996), a dilatação que ocorre nos vasos sanguíneos e o aumento de suprimento sanguíneo para o corpo proveniente da elevação da temperatura corporal durante o exercício ocasionam uma elevação momentânea da pressão arterial e frequência cardíaca durante o exercício.

Os aumentos expressivos de FC tanto em repouso quanto em exercício nas pessoas não treinadas modificam-se de acordo com o nível de atividade física ou condicionamento físico que o sujeito apresenta.

Com o treinamento, ocorre uma hipertrofia cardíaca e dilatação das cavidades cardíacas. O significado fisiológico aparece no maior refluxo de sangue venoso para o coração durante a atividade muscular intensa e o aumento da regulação do coração por vias nervosas. Em termos de energia, existe uma importante economia do coração, pois com o aumento do volume do coração, do volume minuto cardíaco, da pulsação e da absorção máxima de oxigênio, há uma diminuição da frequência cardíaca (Weineck, 1991).

A influência do meio e da temperatura onde o exercício é praticado é de suma importância para a compreensão das respostas de FC. Segundo Baum (2000), quando os exercícios são praticados no meio líquido a uma temperatura média de 28°C os batimentos cardíacos podem ser de 10 a 25 batimentos por minuto inferiores àqueles que ocorrem durante um trabalho no mesmo esforço percebido em terra, também, à medida que a pele se torna aquecida pela temperatura da água, os vasos sanguíneos superficiais dilatam-se e o suprimento sanguíneo periférico é aumentado, resultando em uma redistribuição do sangue fazendo com que haja constrição dos vasos esplâncnicos para fornecer aumento do volume sanguíneo para os vasos periféricos. Para Skinner e Thomson (1985), a água quente faz com que durante a imersão as arteríolas dilatam-se, produzindo uma redução na resistência periférica e por essa razão, uma queda na pressão arterial, aumentando não somente a demanda de oxigênio, como também a produção de dióxido de carbono, fazendo com que a frequência respiratória aumente proporcionalmente.

Especificamente no meio líquido, quando uma pessoa é imersa na profundidade da sínfise para o processo xifóide até a altura dos ombros a frequência cardíaca diminui devido preenchimento cardíaco e aumento no volume sistólico. Essa queda é variável, sendo o tamanho da queda dependente da temperatura da água. Em piscinas com temperaturas médias, a frequência

cardíaca diminui de 12 a 15%. Existe uma relação significativa entre temperatura da água e a frequência cardíaca. A 25°C, a frequência cardíaca cai aproximadamente 12 a 15 batimentos por minuto (bpm), ao passo que, em águas quentes, a frequência cardíaca aumenta significativamente, contribuindo para o principal aumento do débito cardíaco em altas temperaturas (Evans; Cureton & Purvis, 1978)

Em água de baixa temperatura ou gelada, ocorre um processo de vasoconstrição principalmente nos membros inferiores, podendo afetar a pressão sangüínea e a frequência cardíaca. Por esta razão, é de extrema importância o controle da temperatura da água, a qual os sujeitos são submetidos.

Encontra-se na literatura pesquisas que confirmam quantitativamente a diminuição dessa FC durante exercícios executados no meio líquido, no entanto, alguns pesquisadores comprovaram o aumento da FC ou a não alteração no mesmo ambiente de execução dos exercícios.

Para Krueel (2001) determinados exercícios no meio líquido proporcionam diminuição da FC em relação aos mesmos exercícios realizados em terra. Nos estudos do autor, os resultados da pesquisa apresentaram um decréscimo de 23 bpm nos exercícios realizados na altura dos ombros no meio líquido em relação ao meio terrestre, a uma temperatura média de 30°C e, da mesma forma, em outro estudo do autor (1994), encontrando um decréscimo de 16 bpm no meio líquido, também na altura dos ombros em relação a terra.

Para McArdle, Katch e Katch (1998), determinados exercícios, caminhadas ou corridas realizadas em imersão no meio líquido, estando o indivíduo com a água na altura dos ombros apresentam uma bradicardia de aproximadamente 17 bpm quando comparado a mesma atividade realizada na terra. Essa diminuição da FC associa-se a uma diminuição no peso hidrostático do indivíduo quando imerso no meio líquido e, pela pressão hidrostática que faz com que haja uma melhora no sistema cardiovascular facilitando a redistribuição do fluxo sangüíneo. Confirmando as afirmações anteriores, Svedenhag e Segen (1992) através de um estudo com corredores de média e longa distância e um decatleta, também encontraram frequências cardíacas submáximas e máximas mais baixas durante a corrida em água profunda quando comparado à corrida em esteira na mesma intensidade, onde, as FC máximas foram, em média, de 172 bpm na água contra 188 bpm na corrida na esteira. O mesmo aconteceu para Town e Bradley (1991),

ao compararem as respostas metabólicas máximas de corredores durante a corrida na esteira e corrida em água profunda<sup>2</sup> onde, na corrida no meio líquido encontrou-se uma diminuição em torno de 13% na FC máxima em relação à esteira e, para Hertler et al. (1992), ao submeter uma amostra de corredores à um treinamento comparativo entre corrida em águas profundas e corrida terrestre, os autores encontraram resultados de FC de  $123.5 \pm 20,1$  bpm para a corrida aquática e de  $169.5 \pm 10.9$  bpm para o mesmo treinamento em corrida terrestre.

Segundo Heigenhauser et al. (1977), a diminuição da FC está associada com a imersão na água, e não está relacionada com o grau de treinamento do indivíduo. Esta diminuição de FC ocorre devida uma bradicardia decorrente da baixa pressão intrapulmonar ocasionada pela imersão na água.

Apesar de algumas pesquisas comprovarem os efeitos de bradicardia nos exercícios realizados em ambiente aquático onde o sujeito permanece com o nível da água na altura dos ombros, alguns pesquisadores obtiveram resultados opostos aos acima relatados.

Whitley e Schoene (1987), ao compararem as respostas de FC da caminhada na água (na altura do pescoço) versus esteira, em quatro velocidades diferentes, em 12 universitárias não encontraram diferenças estatisticamente significativas entre as FC de repouso, no entanto, a mensuração da FC da caminhada na água foi significativamente mais alta que as respostas da caminhada na esteira, comprovando o aumento da FC com a imersão em meio líquido.

Contudo, os resultados de Green et al. (1990), não corroboram com os resultados anteriores, onde, em seu estudo comparando a corrida em esteira e corrida em água profunda, com cinco homens e cinco mulheres, numa temperatura a  $28^{\circ}\text{C}$ , não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes na FC e no consumo de oxigênio, quando comparando as duas modalidades de exercício. O mesmo aconteceu com Ritchie e Hopkins (1991), estudando oito corredores de “cross country” após 30 minutos de corrida em água profunda (159 bpm) e o mesmo tempo em corrida de rua (158 bpm).

---

<sup>2</sup> Considera-se águas profundas ou águas fundas nestas pesquisas quando o indivíduo estudado permanecer com a água na altura do pescoço e fizer uso de cinturão flutuador para se manter em suspensão no meio líquido.

Para Fox, Bowers e Foss (1991) a FC é o índice da função circulatória usado mais comumente durante o exercício, podendo-se utilizar as respostas de FC como guia para intensidade de qualquer exercício específico; na avaliação dos efeitos do treinamento; e com base nos resultados dos dois itens anteriores, na elaboração de programas de treinamento mais efetivos, utilizando o princípio da sobrecarga progressiva, buscando atingir melhorias no desempenho humano, na performance e saúde em termos de qualidade de vida.

Diante dos estudos apresentados anteriormente que objetivam a mensuração da capacidade metabólica, nota-se que a FC é a mais utilizada, por ser uma medida indireta de fácil monitoração, principalmente quando o ambiente em estudo é o meio líquido. As divergências dos resultados obtidos nos estudos entre os pesquisadores fazem com que muitos deles utilizem-se paralelamente a mensuração da FC, a análise do consumo de oxigênio para comprovação das respostas obtidas frente ao exercício ou mesmo reforço destas.

O **consumo de oxigênio** é um parâmetro fisiológico e metabólico aceito internacionalmente para avaliar a capacidade oxidativa durante trabalhos musculares, submáximos ou máximos, utilizado para avaliar a capacidade de trabalho do homem, em diferentes atividades ocupacionais e esportivas, bem como, para prescrever e quantificar a atividade ou treinamento físico no sistema cardiorrespiratório e usado em estudos epidemiológicos para comparação de capacidades físicas entre povos e atletas (Leite, 1990).

Para Alfieri e Duarte (1993, p.21), quando se realiza um exercício de intensidade crescente, como é o caso de alguns testes de esforço, cada nível ou estágio representa uma carga adicional na capacidade de metabolismo aeróbico do indivíduo. Nos primeiros estágios, o consumo de  $O_2$  é linear e em proporção direta com a intensidade do exercício, alcançando-se o steady state em cada nível de esforço e nos últimos estágios o consumo de  $O_2$  passa a não aumentar proporcionalmente ao aumento do nível de exercício. O ponto de estabilização do consumo de  $O_2$  forma um platô e não aumenta, apesar da intensidade aumentar. A esse fenômeno chamamos consumo máximo de  $O_2$  ou  $VO_2$  máx.

Do ponto de vista fisiológico, os valores de  $VO_2$  máx em indivíduos saudáveis podem ser influenciados por diversas variáveis. Dentro de determinados limites, valores mais altos são obtidos quando uma massa muscular maior está envolvida na execução de movimentos ou nos testes para mensuração

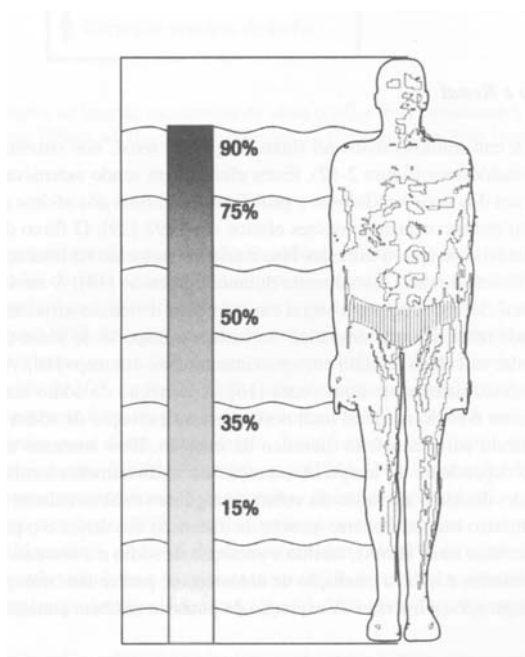
do consumo de oxigênio. Valores obtidos em esteiras rolantes excedem os valores obtidos em cicloergômetros, e quando se adiciona movimento dos braços a um exercício máximo de membros inferiores esses valores de  $VO_2$  máx podem aumentar moderadamente. Esses valores modificam-se de acordo com o sexo, onde valores médios para mulheres são aproximadamente 10 a 20% menores que dos homens de idade e aptidão física comparáveis, devido ao maior percentual de gordura corporal, menor massa muscular e menor concentração de hemoglobina no sexo feminino. Além do sexo, a idade também influenciará o  $VO_2$  máx, sendo que, após os 25 anos, há uma diminuição deste em 9% a cada década (ACSM, 1996).

Alguns pesquisadores têm se interessado nas atividades realizadas no meio líquido e suas respostas fisiológicas apresentadas pelos efeitos da imersão, pois, para Thein e Brody (1998), quando humanos são imersos em água, algumas respostas fisiológicas ocorrem tanto em repouso ou em situações de exercício, principalmente no que diz respeito a redistribuição do fluxo sanguíneo.

Algumas pesquisas vêm comprovando estas alterações fisiológicas ocasionadas pelo meio líquido quando relacionadas com o ambiente terrestre, dentre elas citam-se os estudos de Green et al. (1990) e Ritchie e Hopkins (1991), que compararam respostas do  $VO_2$  máx em corrida em água profunda (nível da água na altura dos ombros) e corrida em esteira, encontrando respostas de  $VO_2$  máx 25% menores em água profunda versus esteira; Butts, Tucker e Greening (1991), comparando respostas de  $VO_2$  máx em corrida na esteira e corrida no meio líquido em homens e mulheres obtendo resultados de  $55.7 \pm 4,8 \text{ ml.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$  na esteira e  $46,8 \pm 5,9 \text{ ml.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$  na água para homens e  $64,5 \pm 2.8 \text{ ml.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$  na esteira e  $58,4 \pm 3,9 \text{ ml.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$  na água para mulheres; Svedenhag e Seger (1992), encontrando valores significativamente menores de  $VO_2$  máx na corrida em águas profundas quando comparado a corrida em esteira; o estudo de Butts, Tucker e Smith (1991) apud Thein e Brody (1998), que compararam os valores de  $VO_2$  máx obtidos na corrida de cross country de mulheres em relação a corrida em imersão aquática também com a água ao nível dos ombros, encontrando valores de 17% mais baixos no meio líquido quando comparados a terra e, ainda confirmando esta redução no  $VO_2$  máx na corrida aquática em relação à corrida terrestre, Mercer et al. (1994) obtendo resultados no consumo de oxigênio de  $43.61 \pm 11.06 \text{ ml.Kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ , para a corrida aquática e de  $54.51 \pm$

12.87 ml.Kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> , para corrida terrestre, enquanto que Randall et al. (1996) obtiveram resultados de VO<sub>2</sub> máx na esteira de 60.1 ± 3.6 ml.Kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> e para corrida em águas fundas de 59.6 ± 5.4 ml.Kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>; e Mercer e Jensen (1998), apresentaram resultados de 49.9 ± 9.9 ml.Kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> no meio líquido e 60.3 ± 13.9 ml.Kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> na esteira para homens e valores de 37,6 ± 5.3 ml.Kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> no meio líquido e 46.3 ± 5.7 ml.Kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> na esteira para mulheres, comprovando também menores valores na variável estudada no meio líquido em relação aos resultados obtidos em esteira.

Todos os estudos acima mencionados compararam as respostas de VO<sub>2</sub> máx apresentadas durante corrida em esteira e corrida no meio líquido onde, os indivíduos utilizavam-se do auxílio de cinturões flutuadores para que se mantivesse com a água na altura dos ombros, o que equivale a 10% do peso corporal dos indivíduos analisados quando imersos no meio líquido, conforme Figura 5.



**Figura 5** Percentual do empuxo em relação ao peso corporal em diferentes níveis de imersão (Becker & Cole, 2000, p.41)

Esse aumento nas respostas de VO<sub>2</sub> máx encontradas na esteira em relação a água comprova a citação do ACSM (1996), o qual afirma que valores mais altos de consumo de oxigênio são obtidos quando uma massa muscular maior e massa corpórea está envolvida na execução de movimentos, e que os

valores obtidos na variável estudada são maiores nas mulheres quando comparado aos homens, seja na terra ou na água.

Diante dos resultados apresentados nas pesquisas acima pode-se observar que os valores de  $VO_2$  máx encontrados quando um indivíduo exercita-se na água são naturalmente mais baixos do que na terra, devido a ocorrência da diminuição do peso corporal quando em imersão no meio líquido.

Em suma, as alterações relacionadas ao desempenho provêm de uma série de fatores influenciáveis nesta variável. O estado de saúde de vários sistemas fisiológicos, o estilo de vida presente e passado, características genéticas, condições ambientais e exigências das tarefas motoras interagem, criando uma escala de resultados motores em que se destacam o desempenho adequado e o desempenho deficiente. Portanto, é necessário que o pesquisador tenha um conhecimento e controle de todas essas variáveis do sujeito a ser estudado ou de grupos de pessoas, com o intuito de chegar a resultados precisos a respeito do desempenho apresentado.

## CAPÍTULO III

### MÉTODO

Neste capítulo serão abordados os procedimentos metodológicos utilizados nesta pesquisa, especificamente no que diz respeito à caracterização da pesquisa, procedimentos para a seleção da amostra, coleta dos dados, análise do movimento e processamento das imagens, o programa instrucional e o tratamento estatístico utilizado.

#### Caracterização do Estudo

Este estudo caracteriza-se como descritivo, com delineamento pré-experimental de acordo com Campbell e Stanley (1979), e intra-sujeitos, do tipo AB, onde A = linha de base (anterior a intervenção) e B= intervenção estabelecida, conforme Nunes (1991), Tawney e Gast (1984) e Matos (1990). De acordo com os autores, este delineamento de pesquisa pode também ser denominado como: delineamento de pesquisa de sujeito como seu próprio controle; sujeito único ou *single design*.

O objetivo desse delineamento é favorecer a verificação rigorosa das relações funcionais entre variáveis, ou seja, acompanhar e medir o desempenho individual de cada sujeito com ele mesmo durante a manipulação das variáveis.

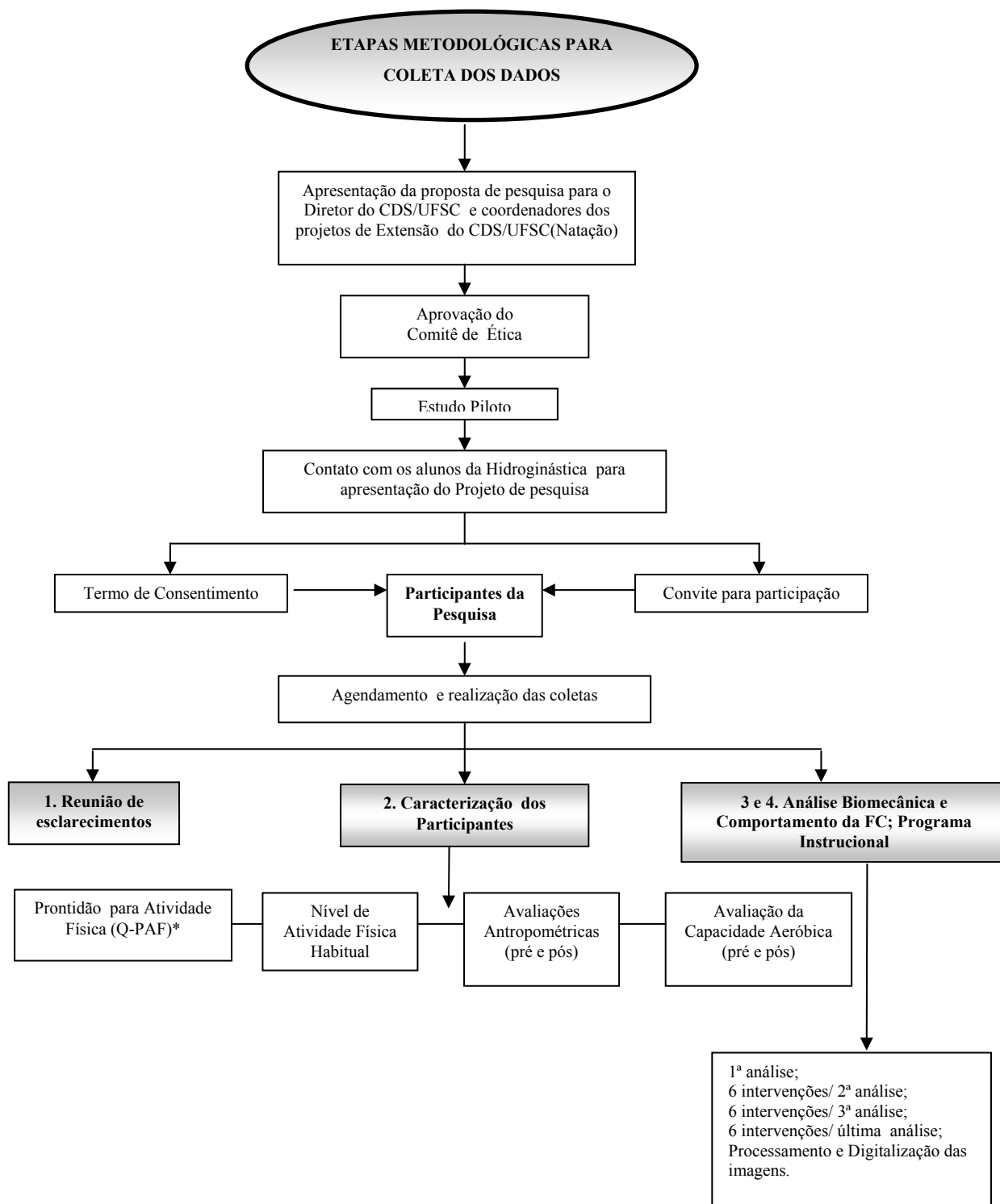
O método foi selecionado a partir do problema estabelecido e com base no referencial teórico, visando atingir os objetivos propostos.



## Procedimentos metodológicos para coleta dos dados

Os dados foram coletados no Laboratório de Esforço Físico (LAEF) do Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina e na piscina do CDS/UFSC, com dimensões de 50m X 25m e profundidade de 1,80 m.

Para a coleta dos dados foi necessária a realização de alguns procedimentos preliminares de coleta para o desenvolvimento da pesquisa. As etapas metodológicas podem ser visualizadas através da Figura 6.



**Figura 6** Fluxograma dos procedimentos metodológicos para coleta dos dados.

## Procedimentos Preliminares

Enviou-se o Projeto de pesquisa ao Comitê de Ética em Pesquisa com seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina, obtendo então a aprovação do mesmo (anexo 1).

Posteriormente, efetuou-se o projeto piloto onde foram realizadas algumas filmagens para a determinação do posicionamento da câmera em relação ao visor, determinando a altura do tripé e melhor posicionamento da câmera para então ser considerado como padrão para as demais filmagens; também foi determinado o posicionamento do participante, relacionando a distância deste com o visor para captação de um melhor ângulo de imagem; distância total a percorrer paralelamente à área do visor e ponto específico de posicionamento do participante em relação à câmera para inicializar as filmagens propriamente ditas. Após a determinação do posicionamento do sujeito em relação ao visor houve a padronização do movimento a ser executado com observações específicas na postura, forma de execução da tração dos membros superiores e movimentação dos membros inferiores. Com a determinação padrão dos procedimentos metodológicos se fez necessárias algumas filmagens, onde foram utilizados dois sujeitos voluntários adaptados ao meio líquido para a execução do movimento em deslocamento, já com a utilização do freqüencímetro, cinturão flutuador, demarcação dos pontos anatômicos e com todas as instruções de como realizar o movimento. Feito isso, foram realizadas algumas filmagens para determinar os eventos do movimento, ou seja, o início do movimento em relação aos membros superiores e membros inferiores, bem como a determinação das fases do movimento e de quantos ciclos completos seriam analisados a cada passagem em frente ao visor.

Após definição de quem participaria da pesquisa, os sujeitos participantes receberam um termo de consentimento e um informativo das etapas da pesquisa e do método utilizado. O termo de consentimento foi utilizado para melhor esclarecer a justificativa, os objetivos e os procedimentos que seriam utilizados na pesquisa, bem como, para assegurar o direito do voluntário de não participar ou de se retirar do estudo a qualquer momento, sem que isto representasse qualquer

tipo de prejuízo, e, para assegurar a garantia de confidencialidade e privacidade às informações coletadas (anexo 2).

### Caracterização dos Participantes

Os sujeitos participantes foram selecionados por amostragem não-aleatória, de forma intencional. A amostra foi composta por 04 sujeitos, ambos do sexo masculino, na faixa etária de 42 a 45 anos, sendo que todos freqüentaram o Projeto de Extensão de Hidroginástica do Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina (CDS/UFSC), referente ao ano de 2003.

Os participantes não poderiam apresentar histórico de problemas neurológicos ou músculo-esqueléticos, não fazer uso de medicamentos e deveriam estar adaptados ao meio líquido, para que não houvesse interferência no padrão do movimento executado e nas respostas fisiológicas apresentadas.

Para maiores conhecimentos da amostra, foram analisadas as seguintes variáveis:

1. Prontidão para atividade física (Q-PAF)\*(anexo 3);
2. Nível de atividade física habitual (anexo 4);
3. Realização de medidas antropométricas

#### Massa corporal e estatura

Para estimar a massa corporal e estatura utilizou-se os procedimentos adotados por Alvarez e Pavan (2003) descritos no anexo 5. Os instrumentos utilizados foram uma balança eletrônica da marca *TOLEDO*, modelo 2096-PP, com capacidade para 150Kg X 50g, e plataforma com 400mm X 400mm X 74mm de dimensão e um estadiômetro constituído de uma escala métrica, com resolução de 1mm.

## Índice de massa corporal (IMC) e relação cintura/quadril (RCQ)

Com a finalidade de estimar o sobrepeso foram utilizadas duas medidas para determinação da gordura corporal: Índice de massa corporal (IMC) mediante a verificação da massa corporal e estatura e a relação cintura/quadril (RCQ) para verificação da distribuição da gordura corporal. Os procedimentos adotados para as mensurações foram os de Heyward e Stolarczyk, (2000), e estão descritos no anexo 5.

## Estimativa da densidade corporal (D) e determinação do percentual de gordura corporal (%G)

Para estimativa da densidade corporal foi utilizado o protocolo de Petroski (1995), com a utilização do somatório de quatro dobras cutâneas. Adotou-se para mensuração das dobras cutâneas as técnicas de mensuração e referências anatômicas de Heyward e Stolarczyk (1996). Para determinação do %G corporal utilizou-se a equação de Siri (1961), calculado a partir do resultado da densidade corporal. As equações para densidade e %G estão descritas no anexo 5. Como instrumento, utilizou-se um compasso de dobras cutâneas da marca *CESCORF*, com resolução de 0,2 mm e pressão de abertura de 10 g/mm<sup>2</sup>.

## 4. Avaliação do condicionamento físico

Mensurou-se a capacidade aeróbica para compreender posteriormente o desempenho de cada sujeito no momento da análise da locomoção aquática em suspensão. Para esta medida foi utilizado o protocolo de Rampa da UNIFESP, de acordo com Tebexreni et al. (2001), a 80% da FC máxima prevista para a idade, descrito no anexo 6. O teste possibilitou verificar a previsão estimativa de VO<sub>2</sub> máx.

O equipamento utilizado para a análise do consumo de oxigênio foi uma esteira ergométrica de comando eletrônico da marca *IMBRAMED*, modelo 10400. Esta esteira desenvolve velocidade de 0 até 12 Km/h, simulando subida de 0 até

26% de inclinação; suporta indivíduos com até 150 Kg; apresentando dimensões de 1,830m de comprimento, 0,690m de largura e 1,130m de altura. Possui um sistema de display indicando: protocolo, estágio, situação, velocidade, elevação, tempo total, tempo de estágio, cronômetro, distância, consumo em equivalente metabólico (METs) e batimentos por minuto (bpm).

### Procedimentos para coleta de dados

A coleta dos dados constou de quatro filmagens (coletas/análises), para obtenção das variáveis cinemáticas do movimento, com intervalo de duas semanas entre as filmagens. Os procedimentos para a coleta foram divididos em quatro etapas: a calibração do sistema; colocação das marcas de referência externas; colocação e preparação do freqüencímetro e a filmagem propriamente dita. Posterior a realização dos procedimentos anteriores foi feito o processamento das imagens e a digitalização manual dos pontos anatômicos.

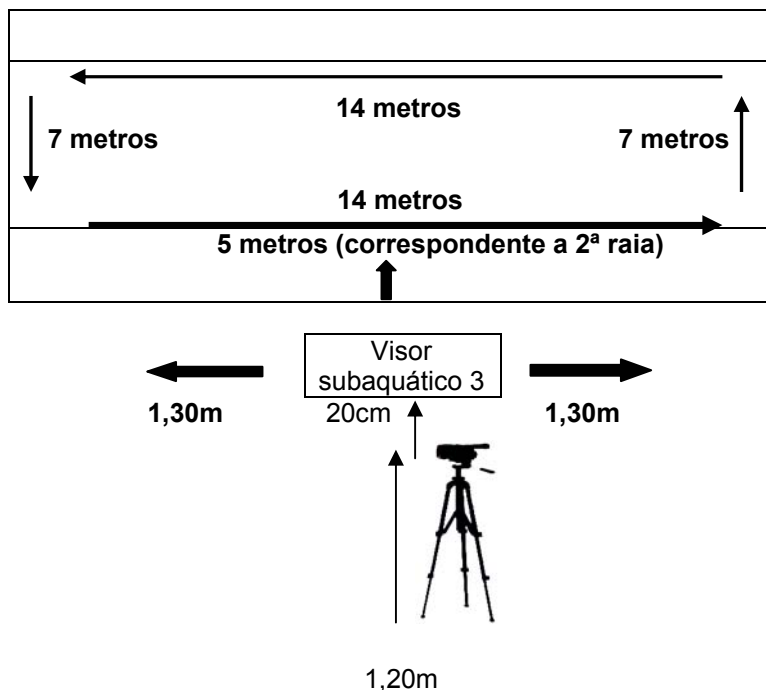
Para o registro das imagens foi utilizada uma câmera filmadora digital da marca SONY® modelo DCR-TRV830, com sistema de gravação digital em fitas do tipo Hi8MP (8mm) e freqüência de aquisição de imagens de 30Hz. O posicionamento da câmera se deu através de um tripé profissional da marca Manfrotto® modelo 3047.

Para o tratamento das imagens e geração dos dados, utilizou-se o sistema de cinematria bidimensional DMASCoach® – versão 6.0 SPICAtek que gera informações espaço-temporais do movimento analisado; e um computador com processador AMD Athlon XP-A 1100Mhz, sistema operacional Microsoft Windows XP Professional, placa de aquisição de imagens com porta de entrada do tipo “DV”;

A captura das imagens foi referente a três ciclos da locomoção, em um tempo de 15 minutos.

O perímetro percorrido foi delimitado na piscina, correspondendo a 42 metros.

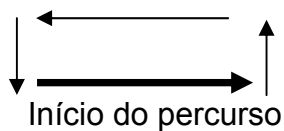
Com base nesses dados, obteve-se a velocidade média. A compreensão da localização da câmera, visor, e o percurso delimitado para a coleta apresentam-se na Figura 7.



**Figura 7** Localização da câmera no visor subaquático e delimitação da área do percurso

onde:

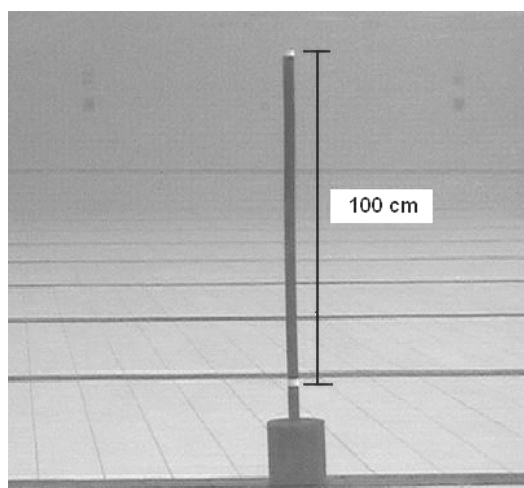
- 1,30m área de abrangência de visualização da caminhada no meio líquido
- 5 metros, referente a distância da borda da piscina (localização do visor) até a melhor área de abrangência do foco da lente da câmera e localização do indivíduo
- 20cm, referente à distância do foco da lente até vidro do visor.
- 1,20m, referente à altura (distância) do chão do corredor dos visores até a parte interna da lente da câmera (tripé + filmadora).
- Área de percurso da locomoção (total de 42 metros):



### Calibração do sistema

A calibração do sistema foi realizada anterior a cada filmagem, estando o calibrador dentro da água a uma distância de 05 metros do visor ,onde os sujeitos locomoveriam-se para serem avaliados (linha do início do percurso).

Para a calibração do espaço onde foram realizadas as filmagens, foi construída uma referência métrica com uma haste rígida de madeira de 112,5cm de altura e 10cm de circunferência e duas marcas contrastantes (cores que contrastavam com a haste) possuindo uma distância de 100 cm entre as duas marcas. Foi fixada uma base de concreto (18 cm de altura e 53 cm de circunferência) a esta haste para facilitar o posicionamento desta dentro da piscina e também para melhorar sua estabilidade, como mostra a Figura 8.



**Figura 8** Imagem do calibrador no interior da piscina, utilizado para a tomada dos dados.

#### Localização das marcas externas

Para a localização das marcas de referência externas (Figura 9) foi utilizado o parâmetro anatômico proposto pelo Instituto de Biomecânica de Colônia, de acordo com Kalfhues apud Riehle (1979), apresentados no anexo 7.





**Figura 9** Demarcação dos pontos de referência externa que representam os centros articulares

#### Monitoração da frequência cardíaca

O desempenho fisiológico apresentado durante a execução do deslocamento em suspensão foi determinado através das respostas da frequência cardíaca (FC), monitoradas por um telêmetro da marca *POLAR*, modelo “S720i™”, o qual transmitiu simultaneamente os batimentos cardíacos/minuto (bpm), obtidos por eletrodos localizados na cinta de transmissão colocada no tórax, onde foram captados pelo relógio (monitor) de pulso, através de um campo eletromagnético. Estas respostas de frequência cardíaca foram obtidas pelo equipamento durante a execução do movimento (15 minutos nos dias determinados para avaliação biomecânica e 01 vez por semana por cada participante durante o programa instrucional, com o objetivo de conhecer a intensidade da execução dos exercícios realizados), sendo registrados os dados em uma frequência a cada 05 segundos.

Para esta verificação foram coletadas todas as respostas de FC durante a execução dos movimentos, desde o repouso ( $FC_{rep}$ ) até o término da atividade, denominada FC final ( $FC_{fin}$ ) em cada uma das quatro filmagens realizadas para a

análise da locomoção. Foram utilizadas as respostas de FC total (no período dos 15 minutos) e nos tempos correspondentes somente aos três ciclos durante a passagem em frente ao visor, para analisar o desempenho de cada uma dessas passagens.

Para emissão dos arquivos registrados no POLAR foi utilizada uma interface INFRA RED (IR), que transferiu os arquivos do monitor de FC para um PC usando o programa de treinamento *Polar Precision Performance 3.0 e IR Data feature*.

#### Sincronização do freqüencímetro e filmadora

Para inicializar a aquisição das imagens que correspondeu aos 15 minutos da locomoção foi necessária à sincronização do acionamento do freqüencímetro. Para isso, utilizou-se dois cronômetros da marca *SPORT TIMER*, registrando minutos, segundos e 1/100segundos, para posterior início das filmagens.

Esse procedimento se deu com o acionamento simultâneo dos dois cronômetros com o freqüencímetro. Feito isso, o pesquisador de posse de um dos cronômetros juntamente com o sujeito que estava utilizando o freqüencímetro repassou as instruções para o início da avaliação. Uma outra pessoa, de posse com o segundo cronômetro permaneceu na área dos visores para acionamento da câmera. A filmagem e a avaliação tiveram seu início no 1º minuto e término no 16º minuto.

#### Análise do movimento

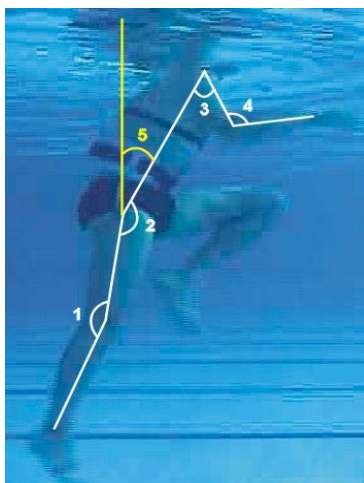
A partir da digitalização dos pontos de referência foram determinados os ângulos a serem analisados e suas respectivas variações angulares durante os 03 ciclos da locomoção em suspensão no meio líquido através de filmagem bidimensional (2D), que neste caso foi utilizada pela dificuldade de transferência do sistema de análise tridimensional para a piscina e a não possibilidade de

demarcação dos pontos reflexivos de referência externa necessários para este tipo de análise.

Para determinação da posição inicial para a digitalização dos dados adotou-se a posição de flexão máxima do joelho no plano sagital direito.

Os ângulos analisados foram os das articulações a seguir, conforme Figura 10:

1. joelho (ângulo relativo);
2. quadril (ângulo relativo);
3. ombro (ângulo relativo);
4. cotovelo (ângulo relativo);
5. inclinação do tronco (referente a normal).



**Figura 10** Ângulos analisados

A locomoção em suspensão foi desenvolvida pelos sujeitos a partir do ritmo (livre natural) determinado por cada um deles (considerado confortável para cada sujeito), de maneira que conseguisse realizar o deslocamento com maior naturalidade possível.

Como padronização dos sujeitos, adotou-se o nível da água na altura dos ombros. Todos os sujeitos utilizaram cinturões flutuadores (Figura 11) de maneira que obedecessem estas padronizações. Os flutuadores foram ajustados para cada um dos sujeitos (de acordo com a densidade corporal) com o intuito de mantê-los na altura padronizada para a execução do movimento.



**Figura 11** Imagem doCinturão flutuador

#### Processamento da imagem

O processamento das imagens foi adquirido pelo sistema Pinnacle Studio versão 9.0. Os cortes das imagens foram salvos em formato AVI e transformados para o formato MJPEG pelo compressor de imagem DirectShow CompressView Sample/ Pinnacle DCXX MJPEG Compressor.

A digitalização dos dados (03 ciclos de passada em frente ao visor) foi realizada manualmente, com uma frequência de 30 quadros/segundo.

#### Programa instrucional

A intervenção realizada entre as coletas/análises consistiu em um programa instrucional que possibilitasse a melhoria no desempenho do sistema cardiorespiratório e no aprendizado da técnica referente ao deslocamento em suspensão.

Durante as sessões (aulas) utilizou-se o método intervalado por tempo (2 ou 3 minutos cada exercício), seguindo princípios da individualidade biológica e de sobrecarga, com exercícios de efeitos gerais e neuromusculares, que preconizaram o condicionamento físico geral, a coordenação motora e sensibilidade proprioceptiva. As atividades foram realizadas com um grau crescente de complexidade de execução e de quantidade de exercícios.

Todas as sessões tiveram duração de 50 minutos/aula e frequência de três vezes/semana. O programa instrucional teve seu início após a primeira coleta e a cada seis aulas foi realizada uma outra coleta, correspondendo a quatro coletas e seis semanas de intervenção.

Durante todo programa instrucional o núcleo comum para todas as sessões foi: 5 minutos de aquecimento e alongamento fora da piscina, 10 minutos de “caminhada” na água para aquecimento e ajustes do movimento e 5 minutos finais de relaxamento.

A cada semana de intervenção os objetivos propostos e os exercícios foram diferenciados. Os objetivos e os exercícios propostos foram:

### 1ª Semana:

Objetivo: adaptação ao meio líquido; adaptação ao cinturão flutuador e experimentação de algumas formas de locomoção.

Exercícios: exercícios que possibilitassem na ênfase da manutenção do equilíbrio durante a locomoção e a busca de um melhor “apoio” dos membros superiores; manutenção da postura com orientação para que o sujeito se mantivesse na menor inclinação do tronco durante o deslocamento. Essa orientação da inclinação do tronco foi para que todos os sujeitos não ultrapassassem a inclinação de 30 graus, pois o objetivo foi o de manter a resistência durante a locomoção e não diminuí-la.

### 2ª Semana:

Objetivo: experimentação de como ocorre o deslocamento com ênfase na correção de cada segmento corporal recrutado para o deslocamento.

Exercícios: em diferentes amplitudes de deslocamento; variações na direção do movimento e na velocidade.

### 3ª Semana:

Objetivo: correção do movimento em relação a cada segmento corporal.

Exercícios: que possibilitaram as correções dos movimentos; diferentes formas de propulsão através dos membros superiores; exercícios que proporcionassem maiores amplitudes no movimento de flexão e extensão do ângulo do joelho e quadril.

#### 4ª, 5ª e 6ª Semanas:

Objetivo: correção no movimento de deslocamento em suspensão com ênfase na tração realizada pelo segmento do braço e na busca de uma menor inclinação do tronco durante o deslocamento.

Exercícios: repetição dos exercícios propostos referentes a primeira, segunda e terceira semana.

Apesar da diferenciação no programa de exercícios por semana adotou-se uma referência padrão para a correção do movimento, sendo: os participantes deveriam adotar uma postura durante a locomoção que buscasse a semelhança da postura da marcha em terra, embora o próprio movimento gerasse uma inclinação natural à frente do tronco devido a resistência da água, e também, que não existisse uma preocupação com a diminuição da resistência frontal da água. Em relação ao joelho, era importante durante a locomoção dos participantes que estes mantivessem uma flexão de aproximadamente 90 graus e extensão de 180 graus em média; para o cotovelo, a observação da não existência de uma fase aérea como na natação; e para as mãos, a indicação se deu na busca da otimização da tração e diminuição da resistência na recuperação, estando a palma da mão paralela ao plano sagital, com os dedos unidos preferencialmente.

#### Análise e interpretação dos dados

Para análise dos dados foi realizada uma interpretação sistemática onde foram mapeados todos os dados envolvidos: interpretação das respostas de FC obtidas durante a coleta dos dados; velocidade média; quadros de análise das filmagens e digitalização dos dados para determinação dos valores dos ângulos articulares.

A estatística descritiva utilizada para as análises foi média, desvio padrão, coeficiente de variação, Teste t para amostras pareadas, com o nível de significância de  $p < 0,05$  e correlação linear de *Pearson* ( $p < 0,01$ ).

Os dados foram processados com o auxílio do programa estatístico SPSS versão 10.0.

## CAPÍTULO IV

### APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Nesta seção serão descritos os resultados obtidos neste estudo, divididos nos seguintes itens: prontidão para atividade física e o nível de atividade física habitual que serão apresentados por pontuações (anexos 3 e 4) para comprovação do cumprimento dos critérios utilizados para inclusão no estudo; as variáveis antropométricas e a capacidade aeróbica que irão caracterizar cada um dos sujeitos estudados, tanto no pré quanto no pós-teste. Após a caracterização, os dados serão apresentados na seguinte ordem: temperatura da água durante o programa instrucional e nos dias das análises; resposta do desempenho físico através do comportamento da frequência cardíaca em relação ao programa instrucional utilizado na intervenção, durante as análises e em cada uma das passagens em frente ao visor; velocidade média; valores dos ângulos articulares, sendo apresentados quantitativamente em cada uma das fases da locomoção e a descrição qualitativa do movimento e por fim, a representação do modelo biomecânico do movimento analisado. Todos os dados obtidos nesta pesquisa foram tratados individualmente, através de variabilidade intra-sujeito, sendo o sujeito o seu próprio controle.

## Características da Amostra

### Prontidão para atividade física e nível de atividade física habitual

O instrumento prontidão para atividade física vem sendo utilizado pelos pesquisadores da área de atividade física relacionada à saúde para certificar-se de que o sujeito que será avaliado fisiologicamente não faz uso de medicamentos e que não apresenta algum processo patológico que possa interferir nos resultados de alguns testes. Para saber o quanto de atividade física que um sujeito realiza, o questionário nível de atividade física habitual proporciona respostas que fazem com que o pesquisador tenha uma idéia de quanto este sujeito se movimenta durante as atividades ocupacionais e de lazer.

Vários pesquisadores da área têm utilizado estes instrumentos por serem de fácil aplicação além de fazerem uma associação entre atividade física, aptidão física e saúde, que tem sido alvo de inúmeros estudos.

A Tabela 2 caracteriza os sujeitos quanto às atividades ocupacionais diárias e atividades de lazer, sendo que o somatório das duas passa a ser o nível de atividade física habitual (AFH). Ainda para caracterização, a tabela apresenta o resultado obtido no questionário de prontidão para a atividade física (Q-PAF).

Tabela 2

*Pontuação para nível de atividade física habitual (atividades ocupacionais diárias e atividades de lazer) e prontidão para atividade física por sujeito.*

	S1	S2	S3	S4
Atividades ocupacionais diárias	06	05	05	04
Atividades de lazer	13	03	12	12
Pontuação total nível de atividade física habitual	19	08	17	16
Prontidão para atividade física	Apto fisicamente	Apto fisicamente	Apto fisicamente	Apto fisicamente



Conforme as pontuações apresentadas pelos sujeitos nas Atividades Ocupacionais diárias verificou-se que, todos os sujeitos na maior parte dos dias realizavam atividades físicas moderadas que requerem movimentação, como caminhar rápido, incluindo o deslocamento de suas residências até o local de trabalho, o que equivale pelo menos 800 metros cada percurso. Já, em relação às Atividades de Lazer os dados mostraram que o sujeito 2 (S2) foi o menos ativo fisicamente, exceto nas variáveis que incluem caminhadas leves ou pedaladas de algumas horas por semana e a participação eventual em um esporte de caráter recreacional (futebol). Os demais sujeitos apresentaram-se fisicamente ativos nas atividades de lazer.

As pontuações obtidas pelo somatório das duas atividades correspondentes ao nível de atividade física habitual foram: sujeitos 1, 3 e 4 classificaram-se como ativos fisicamente (nível 3), enquanto que, o sujeito 2 foi considerado moderadamente ativo (nível 2).

Conforme Pate (1988), nas classificações sobre nível de atividade física habitual considera-se inativo fisicamente (nível 1) o sujeito com níveis muito baixos de atividade física e que levam à progressiva diminuição da aptidão física e maiores riscos de certas doenças; moderadamente ativo (nível 2), sujeitos onde os níveis de atividade física não são suficientes para desenvolver ou manter um bom nível de aptidão física, sendo necessária melhora física; ativo (nível 3), sujeitos apresentando níveis de atividade física suficientes para manter as atuais condições ou melhorar gradativamente a aptidão física, podendo ser considerada a faixa ideal para a maioria das pessoas, e muito ativo (nível 4), sujeitos apresentando níveis de atividade que propiciam altos níveis de aptidão física, mas nem todas as pessoas podem mantê-los.

Os dados obtidos pelo instrumento, sobre prontidão para a atividade física demonstraram em todos os sujeitos a não apresentação de riscos para a prática de atividades físicas. Já, o instrumento para classificação quanto ao nível de atividade física habitual apresentou em seus resultados que todos os sujeitos estavam aptos fisicamente para a realização de atividades físicas.

## Variáveis antropométricas

A Tabela 3 apresenta os dados antropométricos para idade, estatura, massa corporal, relação cintura/quadril, índice de massa corporal, percentual de gordura e densidade corporal, e os resultados da capacidade aeróbica no pré e pós - programa instrucional, estando os dados apresentados para cada sujeito, bem como a diferença entre as médias das variáveis (pré e pós).

Tabela 3

*Características antropométricas e capacidade aeróbica através das médias (x) por sujeito e teste t para diferença entre as médias no pré e pós programa instrucional.*

	S1		S2		S3		S4	
	pré	pós	pré	pós	pré	pós	pré	pós
Idade (anos)	45		42		42		42	
Estatura (cm)	177,1		171,3		170,5		166,5	
Massa corporal (Kg)	73,4	74,1	68,15	68,7	74,05	73,9	81,4	81,4
RCQ	0,8	0,82	0,83	0,85	0,83	0,82	0,86	0,86
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	23,4	23,63	23,22	23,41	25,47	25,42	29,36	29,36
Percentual de gordura (%)	13,79	13,52*	14,84	14,15*	20,47	19,32*	23,18	22,24*
Densidade corporal (g/ml)	1,07	1,07	1,06	1,07	1,05	1,05	1,05	1,05
VO <sub>2</sub> máx (ml/Kg/min)	41,82	52,28*	45,30	52,28*	45,30	48,79*	48,79	52,28*

\*p<0,05

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas (p<0,05) quando realizadas comparações entre o pré e pós-teste para todos os sujeitos nas variáveis de massa corporal, relação cintura/quadril, índice de massa corporal e densidade corporal.

Nos resultados obtidos na variável relação cintura/quadril (RCQ) todos os sujeitos apresentaram baixo indicador de gordura visceral se comparado ao perímetro do abdômen, associando ao baixo risco de desenvolverem doenças cardiovasculares, conforme Lohman et al. (1991).

Fornecendo uma indicação de gordura corporal geral segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), os resultados obtidos pelo índice de massa corporal (IMC) apresentaram para os sujeitos 1 e 2 valores considerados normais (18,5 – 24,9) na classificação dos riscos associados à saúde, enquanto que, para os sujeitos 3 e 4 os valores apresentados mostraram sobrepeso (25 – 29,9, pré-obeso) conforme a OMS, tanto no pré quanto no pós teste.

Na variável percentual de gordura (%G), todos os sujeitos apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,027$ ) no pré e pós-teste. Os sujeitos 1 e 2 apresentaram valores considerados normais ou na média para percentual de gordura (15%), conforme Heyward e Stolarczyk (1996). Já, para os sujeitos 3 e 4 os valores obtidos representaram “risco” para doenças e desordens associadas com a obesidade.

Em relação a capacidade aeróbica, os dados apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $p=0,035$ ) para todos os sujeitos entre as duas avaliações. Essas diferenças foram apresentadas através do aumento nos valores de  $VO_2$ máx (ml/Kg/min) no pós-teste para todos os sujeitos. Esses resultados de melhoria nos valores da capacidade aeróbica dos sujeitos vem ao encontro com os dados obtidos nos estudos de Michaud et al. (1995), que em oito semanas de treinamento (3 vezes semana) de corridas aquáticas em piscina funda as melhorias no  $VO_2$ máx foram de 19,6 ml/Kg/min mais altas que no pré-teste; Tenorio e Loureda (2001), também em oito semanas de treinamento de corrida leve (equivalente a caminhada em intensidade alta) e frequência de três vezes semanais, apresentaram uma melhora no  $VO_2$ máx de 20,1% em relação ao início do treinamento.

Apesar dos resultados das pesquisas acima mencionadas serem de treinamentos com corridas e não caminhadas, o ambiente permaneceu o mesmo ao estudo realizado (profundidade da piscina e temperatura média da água de 27°C) e os dados apresentados na Tabela 4 também comprovaram o êxito de um programa de dois meses de caminhada aquática em suspensão através dos valores de  $VO_2$ máx de 10,46 ml/Kg/min superiores ao pré-teste para o sujeito 1; de 6,98 ml/Kg/min para o sujeito 2; de 3,49 ml/Kg/min para o sujeito 3 e, para o sujeito 4, o valor do  $VO_2$ máx foi de 3,49 ml/Kg/min superior ao pré teste. Comparando os estudos anteriores, os valores encontrados nesta pesquisa foram

inferiores devido à intensidade do trabalho realizado nestes dois meses ser menor do que a da corrida utilizada nos estudos anteriores.

### Temperatura da Água

A Tabela 4 apresenta os valores médios de temperatura da água da piscina durante cada uma das seis semanas de programa instrucional e em cada uma das quatro análises realizadas. Os valores detalhados de temperatura e umidade encontram-se no anexo 8.

Tabela 4

*Média (x) e desvio-padrão (s) para a temperatura da água (°C) das seis semanas de programa instrucional e para cada uma das quatro análises.*

Programa Instrucional					
1ª semana	2ª semana	3ª semana	4ª semana	5ª semana	6ª semana
x ± s	x ± s	x ± s	x ± s	x ± s	x ± s
26,4 ± 0,22	27,8 ± 0,43	26,9 ± 0,74	27,5 ± 0,0	28,4 ± 0,41	28,4 ± 0,41
Análises					
1ª análise	2ª análise	3ª análise	4ª análise		
x ± s	x ± s	x ± s	x ± s		
25,1 ± 0,74	26,3 ± 0,43	28 ± 0,0	27 ± 0,0		

Durante o programa instrucional as médias de temperatura apresentaram variação de 26 a 28°C. Essa mesma variação ocorreu durante as três últimas análises, enquanto que, na primeira análise a temperatura apresentada foi em média de 25°C. Os valores apresentados corroboram com vários autores (Vasiljev, 1997; Bonachela, 1999; Rocha, 1999; Baum, 2000; Aboarrage, 2003), os quais afirmam que a faixa entre 26 e 28°C é considerada ideal, sendo para treinamento de alta intensidade como corridas, quanto em intensidades moderadas como a caminhada, nas atividades de Hidroginástica, *Deep water* e também para exercícios de relaxamento.

A baixa temperatura referente a primeira análise ocorreu devido a problemas de infra-estrutura apresentados apenas naquela semana.

## Frequência cardíaca

Os dados obtidos através da FC têm como objetivo apresentar em que intensidade de trabalho foi desenvolvido o programa instrucional, a relação das respostas de FC durante todo o período de cada uma das quatro análises realizadas, bem como o desempenho dos ciclos em cada passagem em frente ao visor em todas as análises.

A Tabela 5 mostra os valores médios de FC apresentados a cada semana do programa instrucional para cada um dos sujeitos.

Tabela 5

*Médias (x) e desvio padrão (s) da frequência cardíaca (FC) em cada semana do programa instrucional por sujeito*

	1ª semana	2ª semana	3ª semana	4ª semana	5ª semana	6ª semana
Sujeitos	x ± s	x ± s	x ± s	x ± s	x ± s	x ± s
S1	131 ± 16,4	129 ± 12,2	128 ± 14,2	122 ± 14,9	125 ± 13,7	128 ± 9,12
S2	111 ± 11,7	118 ± 12,2	119 ± 10,7	114 ± 13,2	115 ± 14,5	106 ± 7,94
S3	118 ± 15,6	103 ± 10,6	95 ± 6,6	95 ± 11,4	102 ± 11,9	102 ± 13,6
S4	107 ± 13,1	109 ± 13,7	110 ± 15,4	117 ± 16,2	112 ± 9,2	117 ± 13,8

As FC de trabalho apresentadas na Tabela 5 corresponderam na sua grande maioria em uma intensidade que compreendeu a uma faixa de 60 a 90% da frequência cardíaca máxima prevista para as idades dos sujeitos, onde para S1 a faixa correspondente foi de 105 e 158 bpm, e para os sujeitos S2; S3 e S4, esta faixa correspondeu a um intervalo de 107 a 160 bpm.

Adotou-se para o cálculo das intensidades limítrofes de trabalho a fórmula de Karvonem: Frequência cardíaca de trabalho (FCT) = (% intensidade de trabalho) X (220 – idade) (ACSM, 1996, p.113).

Esta faixa de intensidade de trabalho foi adotada a fim de consolidar as afirmativas de alguns autores que afirmam que os exercícios realizados entre 60 e 90% da frequência cardíaca máxima prevista para a idade é uma zona ótima de intensidade para os exercícios aeróbicos, e que tem como objetivo proporcionar importantes benefícios para a saúde, resultando em um aumento da aptidão física, além de ser uma faixa de intensidade sem riscos ou desconforto à saúde

(Moreno, 1993; ACSM, 1996; Edwards, 1996; Colado, 1998; apud Sánchez; Murcia e Vidal, 2000).

Nota-se que não houve uma grande variabilidade na intensidade de trabalho entre as semanas de programa instrucional, no entanto, as diferenças se deram em relação aos tipos de exercícios requeridos e as diferentes maneiras de orientação para a execução destes, sempre mantendo a “caminhada” como o movimento padrão de toda intervenção, e desta, suas variações de deslocamento.

Na Tabela 6 são apresentados os valores de FC obtidos durante o percurso total do deslocamento em cada uma das análises para cada sujeito.

Tabela 6

*Valores mínimos, máximos, médias (x), desvio padrão (s) referente à frequência cardíaca (FC) obtida no período de 15 minutos de deslocamento em cada análise por sujeito.*

		S1	S2	S3	S4
FC (bpm) 1ª análise	Mín	135	100	99	102
	Máx	154	122	120	127
	$x \pm s$	$149 \pm 3,7$	$113 \pm 4,4$	$108 \pm 4,0$	$122 \pm 3,3$
FC (bpm) 2ª análise	Mín	123	79	82	95
	Máx	144	123	110	131
	$x \pm s$	$140 \pm 3,2$	$107 \pm 7,6$	$101 \pm 5,0$	$122 \pm 6,9$
FC (bpm) 3ª análise	Mín	111	86	85	98
	Máx	128	114	109	141
	$x \pm s$	$122 \pm 3,0$	$105 \pm 4,2$	$102 \pm 2,9$	$127 \pm 13,7$
FC (bpm) 4ª análise	Mín	122	84	82	85
	Máx	138	118	107	123
	$x \pm s$	$132 \pm 3,3$	$112 \pm 5,4$	$98 \pm 4,6$	$114 \pm 6,3$

Observando-se os dados de frequência cardíaca obtida durante o período de 15 minutos de locomoção em suspensão, nota-se que os valores médios para cada análise para o sujeito 1 sofreram variações de 111 bpm (mín) a 154 bpm (máx); para sujeito 2, variação de 79 a 123 bpm; para sujeito 3, variação de 82 a 120 bpm e, para o sujeito 4, os valores sofreram variações de 85 a 131 bpm.

Todos os valores acima relacionados corroboram com o estudo de Fraisse (1976) apud Reina (2004), afirmando que o ritmo ou compasso espontâneo

considerado confortável de qualquer atividade do ser humano nos diferentes ambientes oscila entre 68 e 158 bpm.

Portanto, nota-se que todos os sujeitos locomoveram-se em um ritmo considerado confortável a eles para que houvesse a possibilidade de um melhor ajuste do movimento.

Além da observação do ritmo de execução do movimento, a partir da primeira análise houve uma tendência a diminuição e estabilização da frequência cardíaca nas outras três avaliações, exceto com o sujeito 4. Esses dados vêm ao encontro dos resultados obtidos por Tenorio e Loureda (2001), onde em oito semanas de treinamento de caminhada e corrida em águas profundas com intensidade entre 50 e 85% da frequência cardíaca máxima dos sujeitos, apresentou-se valores de FC mais baixos no término deste período em relação ao seu início; o mesmo aconteceu com Sheldahl et al. (1986), apresentando valores de 17 batimentos/minuto inferiores ao início de um treinamento a base de caminhada aquática em suspensão no período de 12 semanas.

Já, em relação a variação de FC em cada análise, os dados mostraram que em cada uma das análises houve oscilações da FC, sendo que, para o sujeito 1 na primeira análise correspondente a 15 minutos a variação foi de 19 bpm, na segunda análise de 21 bpm, terceira análise 17 bpm e na quarta, de 16 bpm; para o sujeito 2 as variações foram de 22 bpm na primeira análise, 44 bpm na segunda, 28 bpm na terceira e 34 bpm na última; para o sujeito 3 as variações foram de 21bpm, 28 bpm, 24 bpm e 25 bpm respectivamente e, para o sujeito 4 a FC sofreu oscilações de 25 bpm na primeira análise, 36 bpm na segunda, 43 bpm na terceira e 38 bpm na última.

Apesar da frequência cardíaca ser uma variável bastante utilizada para a determinação do ritmo, outra variável que também pode servir como determinante do ritmo é a velocidade (m/s), além de estas variáveis terem uma relação direta em seus resultados onde, quanto maior for a velocidade de execução dos movimentos no meio líquido maior a frequência cardíaca durante o exercício (Musulin, Giordano & Sardella, 1999).

As Figuras 12, 13 14 e 15 mostram a representação gráfica dos valores médios de frequência cardíaca (bpm) obtidos nos três ciclos durante a locomoção

referente a cada passagem dos sujeitos no visor correspondente as quatro análises realizadas para o sujeito 1, 2, 3 e sujeito 4 respectivamente.

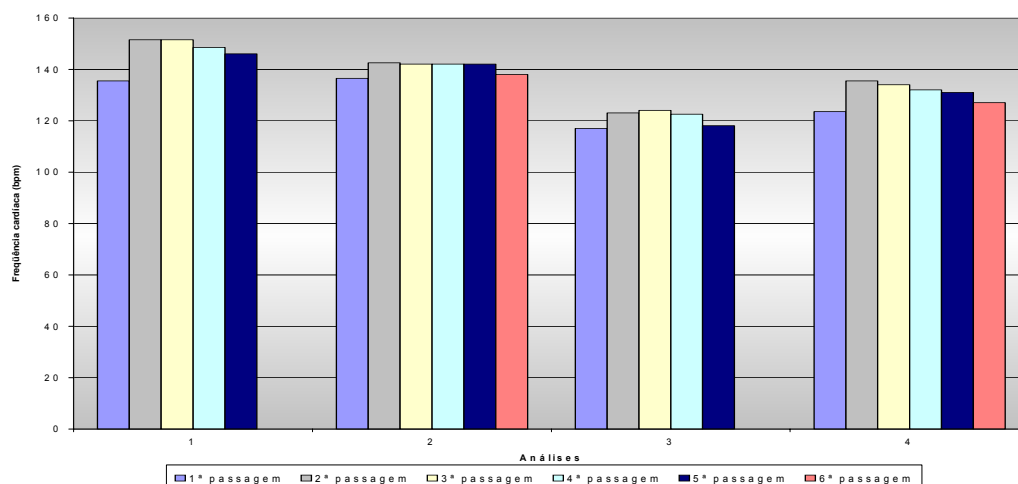
Nota-se que na Figura 12 a 15 nas quatro análises realizadas os valores de FC apresentados na primeira passagem em frente ao visor são mais baixos que os demais. Esses valores inferiores de FC ocorrem devido ao fato de que o tempo percorrido do início do percurso até a área do visor pelos quatro sujeitos foi de aproximadamente 20 a 40 segundos. Devido este curto tempo de deslocamento tanto o movimento em si quanto a FC ainda estarem em fase de adaptação, fazendo com que não ocorresse alterações significativas na variável fisiológica estudada. Nas demais passagens em frente ao visor em todas as análises os dados não apresentaram significativas oscilações nos valores de FC, e sim uma tendência a estabilização desses valores. Isso se deve ao fato de que todos os sujeitos procuraram manter o mesmo ritmo de deslocamento durante os 15 minutos de análise.

Na Figura 12, o sujeito 1 apresentou para a primeira análise variações de 5 bpm (146 a 151 bpm); na 2ª passagem no visor de 4 bpm (138 a 142 bpm); na 3ª passagem 6 bpm (118 a 124 bpm); na 4ª passagem de 8 bpm (127 a 135). Na segunda análise houve variações na FC somente na 2ª, 4ª e 6ª passagem (1 bpm, 2 bpm e 8 bpm); já, na terceira análise não houveram variações na FC nas 2ª, 3ª e 5ª passagem no visor, e na 4ª passagem a variação foi de 1bpm (122-123). Na última análise as variações somente ocorreram na 2ª passagem (1bpm) e 3ª passagem (2 bpm).

Apesar do sujeito ter apresentado melhora significativa ( $p=0,035$ ) no  $VO_2$ máx (ml/Kg/min) no pós-teste, os dados mostraram que após a primeira análise e início da implantação do programa instrucional não houve grandes diferenças nos valores de FC intrapassagens em cada análise e entre as análises, buscando a estabilização da FC no decorrer dos 15 minutos de cada uma das análises e não a diminuição da mesma.

Outro fator relacionado com as poucas oscilações na FC do sujeito 1 foi a pequena variação na velocidade (m/s) durante cada passagem em frente ao visor e no total de cada uma das análises onde, a média de velocidade na primeira e segunda análises foi de 0,24 m/s, 0,23 m/s na terceira análise e 0,25 m/s na quarta análise. Os resultados de velocidade média podem ser melhor visualizados na Tabela 7.

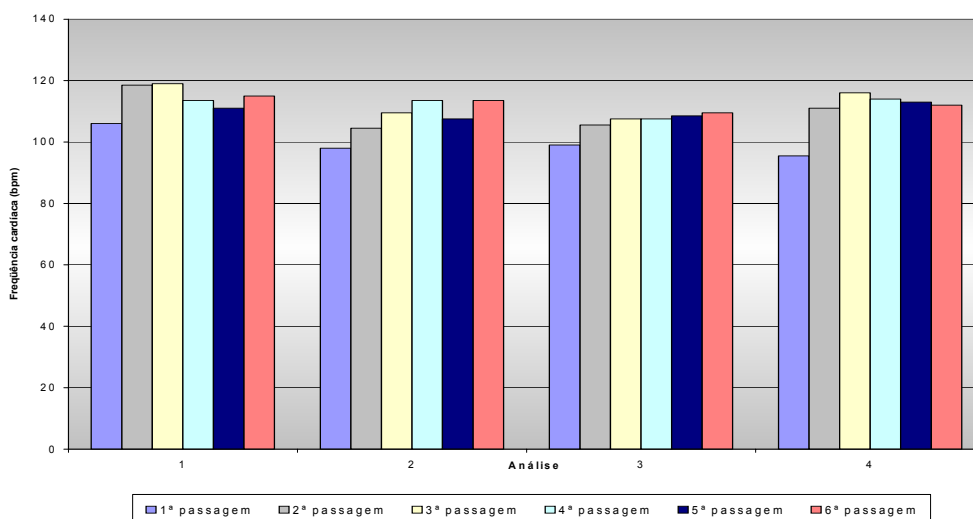




**Figura 12** Representação gráfica dos valores médios de freqüência cardíaca (bpm) obtidos nos três ciclos em cada passagem no visor correspondente as quatro análises realizadas para o sujeito 1.

Para o sujeito 2 através da Figura 13 os dados apresentaram na maioria das passagens oscilações nos valores de FC, no entanto nos valores médios de FC entre as análises as variações foram pequenas, sendo de  $113 \pm 4,4$  bpm na primeira análise,  $107 \pm 7,6$  bpm na segunda,  $105 \pm 4,2$  bpm na terceira e na quarta análise a média de FC foi de  $112 \pm 5,4$  bpm.

Nota-se que na segunda e terceira análise os valores médios de FC foram inferiores a primeira e última análise. Essas mesmas diferenças foram encontradas na Tabela 8 através dos valores de velocidade (m/s), sendo de 0,25 m/s na primeira análise, 0,24 m/s na segunda e terceira análises e de 0,26 m/s na última análise. Essa relação direta entre aumento de velocidade e aumento de FC confirma novamente os resultados obtidos nos estudos de Musulin, Giordano e Sardella (1999).



**Figura 13** Representação gráfica dos valores médios de frequência cardíaca (bpm) obtidos nos três ciclos em cada passagem no visor correspondente as quatro análises realizadas para o sujeito 2.

A Figura 14 corresponde as variações de FC do sujeito 3 em todas as análises. Através da representação gráfica os dados demonstraram valores médios de FC inferiores em todas as análises quando comparada aos demais sujeitos. As oscilações nos valores médios foram de  $108 \pm 4,0$  bpm na primeira análise,  $101 \pm 5,0$  bpm na segunda,  $102 \pm 2,9$  bpm na terceira e de  $98 \pm 4,6$  bpm na quarta análise, conforme Tabela 6.

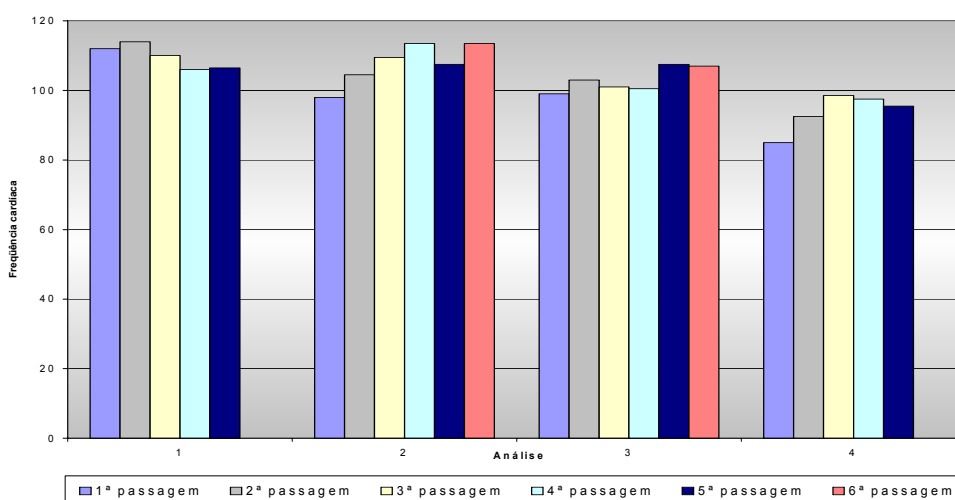
A diminuição da FC média apresentada na última análise confirma os resultados obtidos por Sheldahl et al. (1986) que obtiveram valores inferiores pós-intervenção de 12 semanas de 17 batimentos/minuto.

Essa diminuição de FC apresentada entre as análises no decorrer do programa instrucional vem ao encontro com o American College Of Sports Medicine (1996) que afirma uma relação inversa entre a FC e o condicionamento físico, ou seja, quanto mais bem condicionado estiver o sujeito menor sua FC tanto em repouso quanto em exercício.

A relação inversa entre a FC e o condicionamento físico foi verificado pelo aumento significativo no  $VO_2$ máx de 45,30 ml/Kg/min para 48,79 ml/Kg/min apresentada na Tabela 3.

Já, em relação a variável velocidade apresentada na Tabela 9 os dados foram contrários da afirmação de relação direta entre FC e velocidade de Musulin, Giordano e Sardella (1999), pois a média de FC da primeira análise foi de  $108 \pm 4$  bpm e a velocidade foram de 0,23 m/s, na segunda análise a média de FC foi de

101  $\pm$  5 bpm enquanto que a velocidade foi de 0,25 m/s, na terceira análise a média de FC foi de 102  $\pm$  2,9 bpm e a velocidade de 0,24 m/s e na última análise 98  $\pm$  4,6 bpm de FC e 0,25 m/s de velocidade. Os dados apresentaram relação inversa entre as duas variáveis como, por exemplo, maior FC e menor velocidade na primeira análise e uma menor FC e maior velocidade na última análise. Tal fato pode ter ocorrido devido um maior ajuste em relação ao aprendizado da técnica estudada, fazendo com que o sujeito realizasse maior força em todos os segmentos corporais para deslocar-se, mesmo a uma velocidade menor.

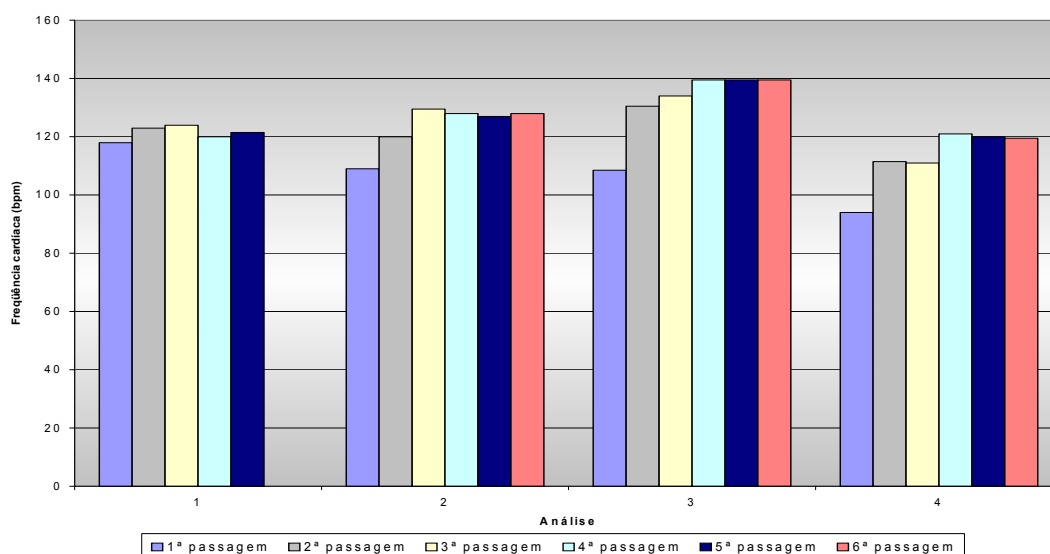


**Figura 14** Representação gráfica dos valores médios de frequência cardíaca (bpm) obtidos nos três ciclos em cada passagem no visor correspondente as quatro análises realizadas para o sujeito 3.

Os resultados de FC obtidos nas análises do sujeito 4 estão representadas através da Figura 15. Os dados apresentaram diminuição na FC média após o programa instrucional de 122  $\pm$  3,3 bpm na primeira análise para 114  $\pm$  6,3 bpm na última análise, corroborando com os resultados obtidos pelo sujeito 3 apresentados na Figura 13.

Entre as passagens em frente ao visor houve uma tendência à estabilização da FC nas análises 1,2 e 4. Essa estabilização pode ter ocorrido devido à diferença não significativa na velocidade de deslocamento nessas três análises, correspondendo a 0,23 m/s na primeira e segunda análise e de 0,24 m/s na última análise. O valor médio mais alto de FC foi observado na terceira análise, tendo assim uma relação direta com a velocidade encontrada nesta mesma análise de 0,25 m/s (Tabela 10), onde, a medida que o sujeito 4 aumentou sua

velocidade durante o deslocamento a sua FC também apresentou valores mais elevados em relação às demais velocidades apresentadas.



**Figura 15** Representação gráfica dos valores médios de frequência cardíaca (bpm) obtidos nos três ciclos em cada passagem no visor correspondente as quatro avaliações realizadas para o sujeito 4.

No próximo item será considerada a variável espaço-temporal para velocidade para cada volta percorrida e durante as coletas.

### Velocidade média

A Tabela 7 mostra os valores da velocidade média (m/s) em cada uma das voltas por coleta e as médias ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (s) de cada uma das coletas referentes ao sujeito 1.

Tabela 7

*Velocidade média (m/s) em cada uma das voltas do sujeito 1*

	Velocidade (m/s)						x ± s
	1ª volta	2ª volta	3ª volta	4ª volta	5ª volta	6ª volta	
1ª coleta	0,26	0,24	0,24	0,23	0,24		0,24 ± 0,00
2ª coleta	0,25	0,24	0,23	0,24	0,23	0,25	0,24 ± 0,00
3ª coleta	0,25	0,24	0,23	0,23	0,23		0,23 ± 0,00
4ª coleta	0,27	0,26	0,24	0,25	0,25	0,27	0,25 ± 0,01

Através dos dados apresentados na Tabela 7 nota-se que o sujeito 1 não demonstrou homogeneidade entre as voltas no decorrer dos 15 minutos referentes a cada coleta.

Para as coletas os resultados apresentaram estabilização nas médias de velocidade entre a primeira e a segunda coleta, enquanto que, nas outras duas a diferença na velocidade também menor. Essa pouca variação se deve a busca que o sujeito teve para a estabilização do movimento, ou seja, para que ele pudesse se deslocar dentro dos padrões de movimento estabelecidos durante o programa instrucional houve uns ajustes em termos de velocidade, sem haver grandes oscilações nessa variável.

Apesar de não apresentar grandes diferenças entre as velocidades, os melhores desempenhos em termos de distância percorrida foram na segunda coleta de 215 metros e na quarta, de 229 metros no período de 15 minutos, enquanto que, na primeira coleta a distância percorrida foi de 210 metros e de 211 metros na terceira coleta. Esses dados comprovaram que a medida que houve a intervenção, através do programa instrucional, houve também a melhoria no desempenho em termos de velocidade e no padrão do movimento apresentado nas Figura 16 a 20.

A próxima Tabela (8) apresenta os valores de velocidade média (m/s) em cada uma das voltas por coleta e as médias ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (s) de cada uma das coletas referente ao sujeito 2.

Tabela 8

*Velocidade média (m/s) em cada uma das voltas do sujeito 2*

	Velocidade (m/s)						x ± s
	1ª volta	2ª volta	3ª volta	4ª volta	5ª volta	6ª volta	
1ª coleta	0,25	0,25	0,26	0,26	0,26	0,26	0,25 ± 0,00
2ª coleta	0,25	0,24	0,23	0,24	0,23	0,25	0,24 ± 0,00
3ª coleta	0,24	0,24	0,23	0,24	0,26	0,25	0,24 ± 0,00
4ª coleta	0,25	0,25	0,26	0,26	0,29	0,27	0,26 ± 0,01

As velocidades registradas a cada volta no decorrer das coletas referentes ao sujeito 2 não apresentaram diferenças entre as voltas mostrando uma tendência a estabilização da velocidade. Já, em relação aos valores médios de

velocidade em cada coleta nota-se que as diferenças entre elas também não foram consideráveis.

Em termos de distância percorrida, na primeira e terceira coleta o sujeito 2 percorreu uma distância média de 210 metros em 15 minutos, na segunda filmagem houve um aumento da distância percorrida para 216 metros embora a velocidade média tenha permanecido a mesma da terceira coleta, enquanto que, na última coleta a distância percorrida foi de 229 metros a uma velocidade de 0,26 m/s, demonstrando com isso, uma melhora no desempenho em termos de velocidade e deslocamento juntamente com a melhoria nos valores dos ângulos articulares, ou seja, na melhoria do padrão do movimento apresentado e discutido na Figura 21 a 25.

Na Tabela 9 são descritos os valores referentes à velocidade média (m/s) em cada uma das voltas por coleta e as médias ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (s) referentes a cada coleta para o sujeito 3.

Tabela 9

*Velocidade média (m/s) em cada uma das voltas do sujeito 3*

	Velocidade (m/s)						x ± s
	1ª volta	2ª volta	3ª volta	4ª volta	5ª volta	6ª volta	
1ª coleta	0,26	0,24	0,24	0,23	0,23		0,23 ± 0,01
2ª coleta	0,26	0,24	0,24	0,24	0,26	0,26	0,25 ± 0,01
3ª coleta	0,25	0,24	0,23	0,23	0,25	0,26	0,24 ± 0,01
4ª coleta	0,29	0,23	0,23	0,21	0,24	0,29	0,25 ± 0,03

Os dados apresentados na Tabela 9 assim como os resultados das tabelas 7 e 8 demonstraram pouca diferença na velocidade média entre as voltas de cada coleta. Observou-se que em todas as coletas a velocidade média da primeira volta teve uma tendência a ser superior às demais. A diminuição da velocidade na maioria das voltas após a primeira passagem em frente ao visor teve como hipótese o fato de que o sujeito ainda estaria buscando uma velocidade considerada “ideal” para ajustar-se e estabilizar seu movimento, ou seja, a partir da primeira volta a tendência foi de estabilização da velocidade, pois já havia ocorrido o ajuste da técnica do movimento.

Em termos de distância percorrida o menor desempenho foi o da primeira coleta, onde o sujeito percorreu 210 metros a uma menor velocidade de 0,23 m/s

em 15 minutos e o maior desempenho foi apresentado na segunda coleta, onde houve uma melhora considerável na distância percorrida (223 metros) e na velocidade média (0,25 m/s). Na terceira e quarta coleta apesar dos dados apresentarem diferentes velocidades médias, à distância percorrida foi à mesma (216 metros), no entanto, embora nas últimas duas coletas não haver grandes modificações em termos de velocidade e distância percorrida. Nas Figuras 26 a 30 poderão ser visualizados os padrões (técnica) do movimento representados pelos valores dos ângulos articulares.

A próxima Tabela (10) apresenta os dados referentes ao sujeito 4 para a velocidade média (m/s) em cada uma das voltas por coleta, as médias ( $\bar{x}$ ) e o desvio padrão ( $s$ ) de cada uma das quatro coletas.

Tabela 10

*Velocidade média (m/s) em cada uma das voltas do sujeito 4*

	Velocidade (m/s)						$\bar{x} \pm s$
	1ª volta	2ª volta	3ª volta	4ª volta	5ª volta	6ª volta	
1ª coleta	0,23	0,23	0,22	0,22	0,23		0,23 $\pm$ 0,00
2ª coleta	0,24	0,25	0,23	0,22	0,23		0,23 $\pm$ 0,00
3ª coleta	0,26	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25 $\pm$ 0,00
4ª coleta	0,25	0,25	0,24	0,23	0,24	0,25	0,24 $\pm$ 0,00

Na primeira e segunda coleta os dados apresentaram uma estabilização da velocidade entre as voltas e em cada uma das duas coletas. Na terceira análise houve um aumento na velocidade e também na distância percorrida, sendo de 230 metros e representando com isso o melhor desempenho em termos de distância e velocidade percorridas. Já, na quarta coleta o sujeito 4 percorreu 216 metros a 0,24 m/s.

As variações entre as voltas em cada coleta se devem ao fato de o sujeito buscar uma velocidade considerada confortável no decorrer do percurso e que fosse compatível à estabilização do movimento, ao desenvolvimento da técnica no que diz respeito às variações angulares, a uma melhor postura e para que se mantivesse em equilíbrio vertical durante todo o período de locomoção.

Além das modificações na frequência cardíaca e na velocidade média durante as coletas anteriormente descritas e que representaram a melhoria ou

não no desempenho dessas variáveis dos sujeitos estudados, os valores dos ângulos articulares que serão apresentados são de suma importância na demonstração das variações no desempenho entre as passagens em frente ao visor, entre as análises e na eficácia do programa instrucional no aprendizado da técnica do movimento estudado, bem como, na descrição e caracterização do modelo do movimento.

No próximo item serão apresentados os valores dos ângulos articulares para o joelho, quadril, tronco, cotovelo e ombro dos sujeitos 1 a 4.

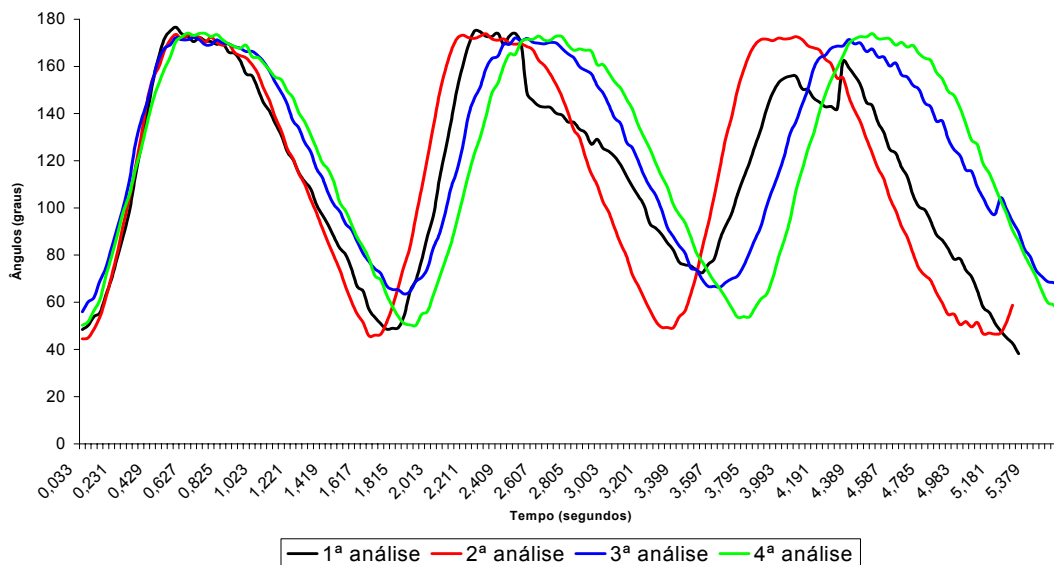
### Ângulos articulares

As Figuras 16 a 20 representarão os valores médios entre as passagens para cada uma das análises dos ângulos articulares (plano sagital/lado direito) referentes ao **sujeito 1**. Também serão apresentadas as diferenças entre as passagens em cada análise e os valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos entre as passagens em frente ao visor.

A Figura 16 representa os valores médios das passagens para cada análise do ângulo do Joelho direito (graus) durante os três ciclos da locomoção.

Todos os valores de coeficiente de variação referentes aos ciclos de cada uma das análises do sujeito 1 estão apresentados na Tabela 11. Já, as demais análises estatísticas mencionadas nessa discussão encontram-se no anexo 9.





**Figura 16** Valores médios em cada análise para o ângulo do joelho direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 1.

O joelho demonstrou a mesma trajetória do movimento em todas as análises, diferenciando somente nos valores dos ângulos articulares que representaram a flexão e extensão desta articulação.

Em relação ao tempo, nota-se que nas análises 1, 2 e 3 as curvas mostraram uma antecipação no término e início do primeiro para o segundo ciclo e segundo para terceiro ciclo quando comparado com a última análise. O início do primeiro ciclo da primeira análise apresentou flexão do joelho de  $48,42^\circ$  e nas fases de transição de um ciclo para o outro entre o primeiro para o segundo a flexão foi de  $49^\circ$  aos 1,78 segundos e do segundo para o terceiro ciclo a flexão foi de  $72,5^\circ$  aos 3,53 segundos. O coeficiente de variação (CV%) entre os ciclos nesta primeira passagem foi de 15,3%, representando o maior CV% entre as análises.

Na segunda análise os valores dos ângulos do joelho (flexão) foram de  $44,5^\circ$  no início do 1º ciclo,  $46^\circ$  (1,68 segundos) entre o 1º e 2º ciclos e entre o 2º e 3º ciclo a flexão foi de  $49^\circ$  (3,33), no entanto, o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 9,41%. Já, em relação ao tempo, nota-se que houve uma maior antecipação nas flexões do joelho nesta segunda análise.

Entre a primeira e segunda análise não houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0,80$ ) na realização dos movimentos. Esses resultados podem ser

explicados pela intervenção realizada nas duas primeiras semanas. Neste caso, os sujeitos estavam em fase adaptativa com o meio líquido, com o equipamento utilizado (cinturões) e com o deslocamento em suspensão. Os exercícios realizados neste período pelo programa instrucional consistiram em deslocamentos frontais e laterais que utilizassem os mesmos movimentos das mãos e forma de tração, o treino do equilíbrio em deslocamento e a ênfase na postura.

Através da Figura 16 nota-se que as curvas da terceira e última filmagem tiveram uma maior semelhança em relação às duas primeiras análises. Na terceira filmagem, o sujeito 1 apresentou no início do 1º ciclo uma flexão de joelho de 60°, enquanto que na quarta filmagem a flexão foi de 50°. Na transição entre o 1º e 2º ciclo o ângulo de flexão foi de 65° na terceira filmagem e 51° na quarta, por fim, na transição do 2º para o 3º ciclo os valores encontrados foram de 67° na terceira filmagem e 54° na última filmagem. Entre as análises 3 e 4 as curvas não apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,11$ ), porém, entre a segunda e a terceira filmagem a diferença foi estatisticamente significativa (0,01).

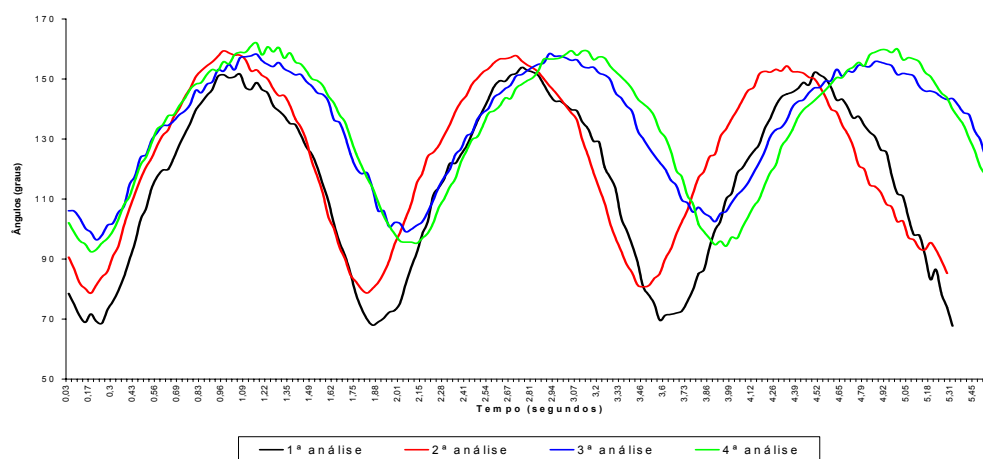
Entre as análises 2 e 3 houve uma maior preocupação no programa instrucional com exercícios que tivessem uma maior contribuição no movimento de flexão e extensão do joelho, como por exemplo, variações de caminhada com maior ou menor amplitude, corridas, pedaladas, “ultrapassar obstáculos”, dentre outros. Essas mesmas instruções foram mantidas até o final do programa instrucional.

Através das curvas e da significância em termos de diferença no movimento, observou-se que a partir da terceira análise houve a estabilização do movimento, ou seja, ocorreu o aprendizado da técnica referente à flexão e extensão do joelho.

Se fosse realizada a comparação entre a locomoção em suspensão com a caminhada aquática com o apoio dos pés no fundo da piscina, no estudo de Ervilha, Duarte e Amadio (2002) utilizando a cinemática da articulação do joelho e eletromiografia, os resultados apresentados durante a caminhada com o apoio tiveram uma amplitude no movimento de 51 graus, referente à medida dos ângulos absolutos. Já, os resultados apresentados neste estudo mostraram entre a flexão máxima e extensão máxima amplitudes de: 128, 126 e 92 graus nos três ciclos da primeira análise; 129, 127 e 123 graus na segunda análise; 108,105 e

105 graus na terceira análise e de 124, 122 e 120 graus no primeiro, segundo e terceiro ciclo da quarta análise. Estes resultados correspondem a medidas dos ângulos relativos ao segmento coxa perna, que corresponderiam a 47° (mínimo) e 84° (máximo). Os resultados apresentados nesta pesquisa em relação à pesquisa dos autores acima citados se fosse considerado o ângulo absoluto, os valores apresentaram em todas as análises amplitudes superiores do movimento do joelho durante a locomoção em suspensão.

Na Figura 17 está a representação gráfica dos valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do quadril direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos do sujeito 1.



**Figura 17** Valores médios em cada análise para o ângulo do quadril direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 1.

Assim como o joelho, o quadril demonstrou a mesma trajetória do movimento em todas as análises, diferenciando nos valores dos ângulos articulares que representaram a flexão e extensão desta articulação e no tempo de início e final de cada ciclo em cada uma das análises.

Na primeira análise os valores de flexão e extensão máxima do quadril e o tempo de transição entre um ciclo e outro foram: no início do ciclo a flexão foi de 78°, na transição entre o 1° e o 2° ciclo a flexão foi de 68° (1,85 segundos) e entre o 2° e o 3° ciclo foi de 71° (3,6 segundos). As extensões máximas apresentadas no 1°, 2° e 3° ciclos foram de 153°, 157° e 152°. Já, em relação a diferença entre

os ciclos, o coeficiente de variação apresentado foi de 4,75%, representando pouca variabilidade entre eles.

Na segunda análise os valores de flexão e extensão máximas do quadril e o tempo de transição entre um ciclo e outro foram: no início do ciclo a flexão foi de 91°; na transição entre o 1° e o 2° ciclo a flexão foi de 79° (1,81 segundos) e entre o 2° e o 3° ciclo foi de 81° (3,43 segundos). As extensões máximas apresentadas no 1°, 2° e 3° ciclos foram de 159°, 158° e 155°. O coeficiente de variação entre os ciclos foi de 5,38%, caracterizando estabilidade no movimento do quadril.

Entre a primeira e a segunda análise os dados apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,000$ ) na execução do movimento do quadril. Acredita-se que essa diferença encontrada teve relação com as instruções dadas durante as duas semanas de programa instrucional que foram as mesmas para o joelho descrito anteriormente na Figura 16, no entanto, pela grande ênfase que foi dada para o movimento do tronco (inclinação) e este estar relacionado diretamente com o ângulo do quadril formando o segmento do quadril, é que houve essa diferença após o primeiro período de intervenção.

Observa-se na Figura que as curvas da terceira e quarta análises apresentaram menores ângulos de flexão e maiores de extensão, não havendo diferença estatisticamente significativa entre elas ( $p=0,14$ ). Já, entre a segunda e a terceira os dados apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $p=0,000$ ) entre as curvas.

Na terceira análise os valores de flexão e extensão máxima do quadril e o tempo de transição entre um ciclo e outro foram: no início do ciclo flexão de 106°, na transição entre o 1° e o 2° ciclo a flexão foi de 99° (2,05 segundos) e entre o 2° e o 3° ciclo foi de 103° (3,9 segundos). As extensões máximas apresentadas no 1°, 2° e 3° ciclos foram de 158°, 158° e 156°. A diferença entre os ciclos apresentou pouca variabilidade entre eles, com coeficiente de variação de 5,38%, caracterizando estabilidade no movimento do quadril entre os ciclos.

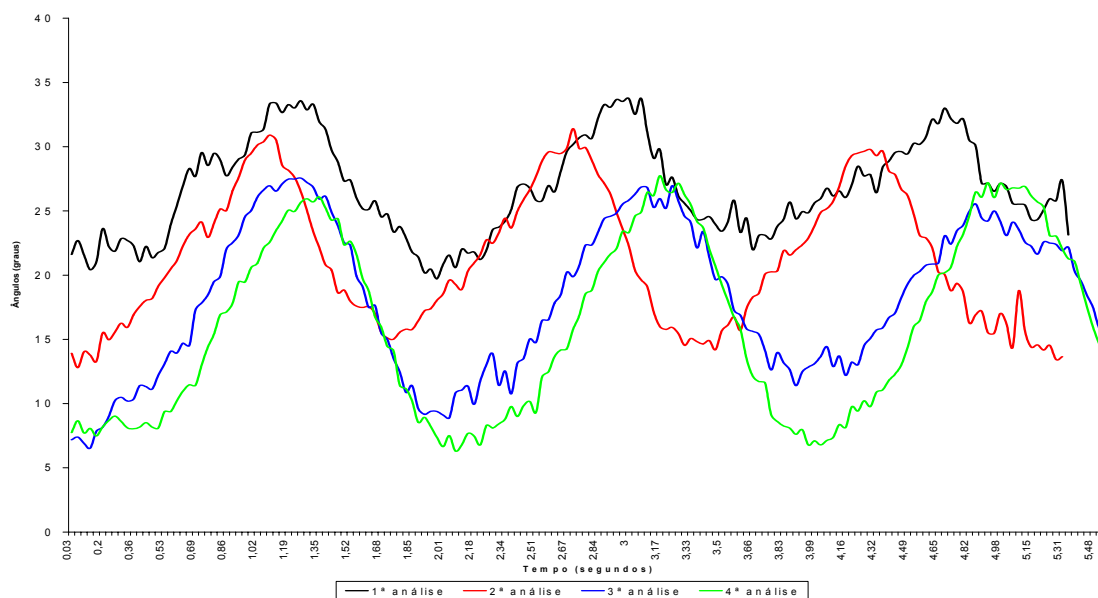
Na quarta análise o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 4,63%, representando uma maior homogeneidade na execução do movimento do quadril em relação as demais análises. Os valores de flexão e extensão máximas do quadril e o tempo de transição entre um ciclo e outro foram: no início do ciclo a flexão foi de 102°, na transição entre o 1° e o 2° ciclo a flexão foi de 96° (2,05

segundos) e entre o 2º e o 3º ciclo foi de 95° (3,9 segundos). As extensões máximas apresentadas no 1º, 2º e 3º ciclos foram de 162°, 159° e 160°.

Entre a terceira e a quarta análise os dados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $p=0,14$ ), verificando que houve estabilização do movimento ou aprendizado a partir da terceira análise.

Os dados acima apresentaram após a estabilização do movimento que a variação na flexão máxima do joelho foi de 95° a 106°, enquanto que a extensão máxima foi de 156° a 162°. Conforme Wilder e Brennan (2000) apud Becker e Cole (2000), durante o “*Deep running*” (corrida na água em suspensão) a variação na flexão da articulação do joelho mantêm-se entre 60 e 80 graus. Através dos dados já apresentados, pode-se afirmar que na locomoção em suspensão em menor velocidade a articulação do joelho apresenta maior flexão (graus) quando comparada a corrida na mesma situação.

Na Figura 18 estão representadas as curvas referentes aos valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do tronco (graus) no plano sagital (lado direito) durante os três ciclos do sujeito 1.



**Figura 18** Valores médios em cada análise para o ângulo do tronco (graus) no plano sagital (lado direito) durante os três ciclos de passada do sujeito 1.

O comportamento da trajetória das curvas apresentadas em cada uma das análises através da Figura 18 foi o mesmo, no entanto, as variações observáveis foram nos valores dos ângulos articulares que equivalem a inclinação do tronco do sujeito 1.

Na primeira análise o sujeito 1 apresentou uma inclinação de 22° no início do primeiro ciclo, 20° no início do segundo ciclo e de 22° no terceiro. Os valores apresentados durante a inclinação máxima do tronco corresponderam a 34° no primeiro ciclo, 34° no segundo e de 33° no terceiro ciclo, correspondendo a amplitude de 12 graus no primeiro ciclo, 14 graus no segundo e 11 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação correspondente aos três ciclos da primeira análise (sem intervenção) foi de 8,64%.

Na segunda análise os valores dos ângulos articulares apresentados foram: 14° no início do primeiro ciclo, 15° no início do segundo e 14° no terceiro ciclo. Já, a inclinação máxima observada nos três ciclos foi de 31° no primeiro ciclo, 31° no segundo e 30° no terceiro ciclo. As amplitudes em cada um dos ciclos da segunda análise foram de 17 graus no primeiro ciclo, 16 graus no segundo e terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os ciclos foi de 13,95%.

Entre a primeira e segunda análise houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0,000$ ) em relação à inclinação do tronco. Após duas semanas de intervenção com ênfase na correção da postura em todos os exercícios realizados os dados apresentaram menor inclinação em todos os ciclos da segunda análise em relação a primeira.

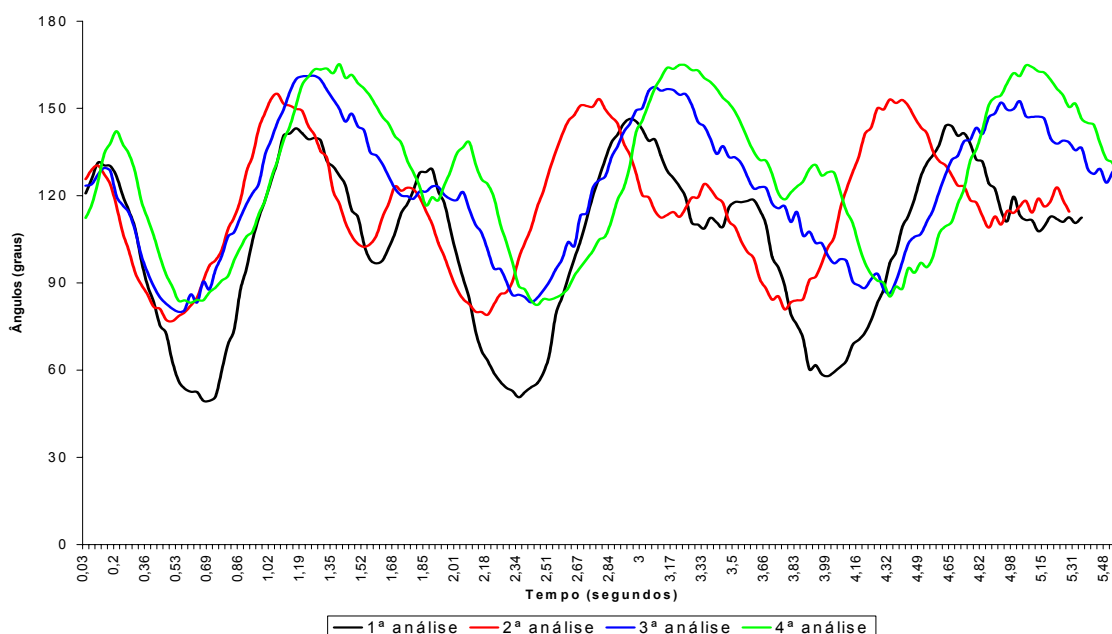
Na terceira análise, a inclinação do tronco no primeiro ciclo teve variação de 7 a 28 graus; no início do segundo ciclo a inclinação foi de 9° e o valor máximo (metade do ciclo) de 27°, e no terceiro ciclo a inclinação apresentou variação de 11° no início do ciclo a 26° na metade do ciclo, correspondendo a amplitudes de 20 graus no primeiro ciclo, 18 graus no segundo e 14 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os ciclos nesta terceira filmagem foi de 22,18%.

Entre a segunda e a terceira análise houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0,000$ ) nos valores dos ângulos articulares referentes à inclinação do tronco em todas as fases dos ciclos. A orientação dada pelo programa instrucional manteve a ênfase na correção da postura em todas as aulas realizadas até a última filmagem.

Na última análise, o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 16,13%. A inclinação do tronco no início do primeiro ciclo foi de 8 graus e no segundo e terceiro ciclo foi de 7 graus. A inclinação máxima correspondente a aproximadamente 50% dos ciclos apresentou ângulos de 26 graus no primeiro ciclo e de 28 e 26 graus no segundo e terceiro ciclo, o que equivale a amplitudes de 18 graus, 21 graus e 19 graus.

Assim como nas demais análises, entre a terceira e a última análise os dados apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,00$ ) nos valores dos ângulos articulares. Esses resultados mostraram que não houve estabilização do movimento, no entanto, houve a melhoria no padrão deste movimento onde, a hipótese era a diminuição na inclinação do tronco através da intervenção. Neste caso, a intervenção também foi positiva, mesmo não havendo até a última filmagem a estabilização deste movimento. Essa diminuição foi comprovada pelos valores dos ângulos no início dos ciclos serem menores a cada análise realizada, apresentados na Figura 18.

A Figura 19 apresenta os valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital no decorrer dos três ciclos de locomoção do sujeito 1.



**Figura 19** Valores médios em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 1.

Os inícios de todos os ciclos apresentados na Figura 19 correspondem à extensão do cotovelo, que posteriormente passa por uma flexão máxima até chegar a extensão máxima, que corresponde ao início da fase propulsiva.

Na primeira análise nota-se que o comportamento da curva não foi tão harmônico quanto nas demais. Entre os ciclos, o coeficiente de variação apresentado foi de 11,45%, enquanto que na segunda análise foi de 7,86%, na terceira de 9,74% e na última, o coeficiente de variação foi de 6,38%.

O valor de amplitude entre a extensão máxima do cotovelo à flexão máxima nos três ciclos da primeira análise foram: 94 graus no primeiro ciclo, 94 graus no segundo ciclo e de 86 graus no último ciclo.

Entre a primeira e a segunda análise as curvas apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos valores dos ângulos ( $p=0,000$ ), com ênfase na flexão máxima do cotovelo, apresentando maiores flexões em relação à primeira análise.

Na segunda análise os valores apresentados correspondentes à amplitude do movimento para o primeiro ciclo foram de 78 graus, no segundo ciclo de 74 graus e no terceiro ciclo o movimento apresentou 72 graus de amplitude. Já, na terceira análise os valores de amplitude foram respectivamente de 80,9 graus, 71,6 graus e 64,30 graus para o primeiro, segundo e terceiro ciclo.

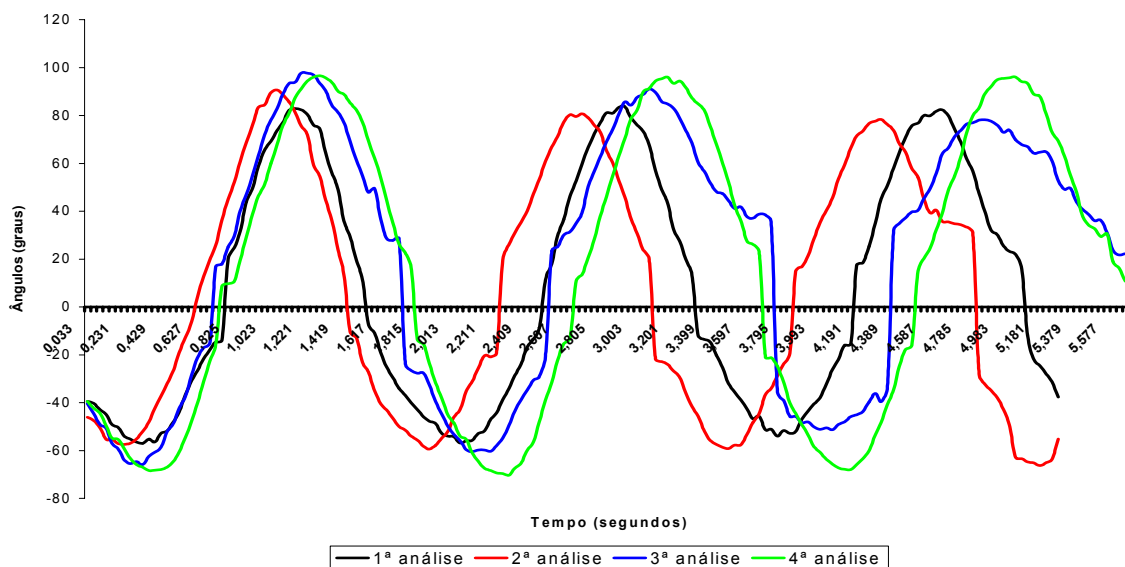
Entre a segunda e terceira análise os dados também apresentaram diferença estatisticamente significativa nos valores dos ângulos articulares ( $p=0,01$ ).

Na última análise, as amplitudes entre o início do ciclo e início da fase propulsiva correspondente à extensão máxima do cotovelo apresentaram variações nos valores dos ângulos articulares de 82 graus no primeiro ciclo, 80 graus no segundo ciclo e 78,7 graus no terceiro ciclo.

Na última análise, nota-se que houve maior sincronia no movimento em relação as demais análises. A variação entre os ciclos foi a menor ( $CV=6,38\%$ ) e assim como entre as outras análises as curvas também apresentaram diferença estatisticamente significativa entre a terceira e última análise ( $p=0,000$ ). Essas diferenças podem ter o mesmo significado das diferenças encontradas no quadril, por terem uma relação direta com o tronco e das diferenças apresentadas diretamente na Figura 18, além das orientações e o trabalho realizado durante o programa instrucional.



A Figura 20 apresenta os valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do ombro direito (graus) no plano sagital através da representação das curvas durante os três ciclos para o sujeito 1.



**Figura 20** Valores médios em cada análise para o ângulo do ombro direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 1.

Na Figura 20 observou-se que o comportamento das curvas apresentadas através dos valores dos ângulos articulares do ombro em todas as análises foram semelhantes, no entanto, apresentando diferenças nos valores do coeficiente de variação entre os ciclos de cada análise e diferença estatisticamente significativa somente entre a terceira e quarta análise ( $p=0,000$ ), enquanto que, entre a primeira e segunda análise o valor encontrado no teste de significância foi de  $p=0,812$  e entre a segunda e terceira análise  $p=0,14$ .

A amplitude entre a extensão máxima e flexão máxima em cada um dos ciclos e nas análises foram: primeiro ciclo, segundo e terceiro ciclo da primeira análise amplitudes de 122 graus, 141 graus e 136 graus consecutivamente; na segunda análise, as amplitudes foram de 137 graus para o primeiro ciclo, 140 graus para o segundo ciclo e 138 graus para o terceiro ciclo; na terceira análise, no primeiro ciclo a amplitude foi de 138 graus, 152 graus no segundo ciclo e 130 graus no último ciclo e, por fim, na quarta análise a amplitude do movimento para

o primeiro ciclo foi de 135 graus, 166 graus no segundo ciclo e 164 graus para o último ciclo.

Nota-se que nas demais Figuras correspondentes as outras articulações analisadas no sujeito 1, a articulação do ombro apresentou as maiores amplitudes no movimento durante os três ciclos do deslocamento em suspensão e de maiores variações entre os ciclos em cada uma das análises.

Todas as variações entre os ciclos, em cada uma das análises em todas as articulações analisados referentes ao sujeito 1 podem ser melhor visualizadas através da Tabela 11 pelos coeficientes de variação.

Tabela 11

*Valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos no plano sagital entre as passagens em frente ao visor, para o sujeito 1.*

Ângulos articulares	CV (%)		CV (%)	
	1ª análise	2ª análise	3ª análise	4ª análise
Cotovelo	11,45%	7,86%	9,74%	6,38%
Inclinação tronco	8,64%	13,95%	22,18%	16,13%
Joelho	15,29%	9,41%	13,20%	8,90%
Ombro	25,18%	35,29%	39,49%	27,17%
Quadril	4,75%	5,38%	6,25%	4,63%

Como discutido anteriormente, os dados apresentados na Tabela 11 mostraram maiores variações entre os ciclos na articulação do ombro. Posteriormente, o joelho foi quem apresentou os segundos maiores valores na amplitude de movimento e no coeficiente de variação, e as menores variações foram referentes ao quadril e a inclinação do tronco.

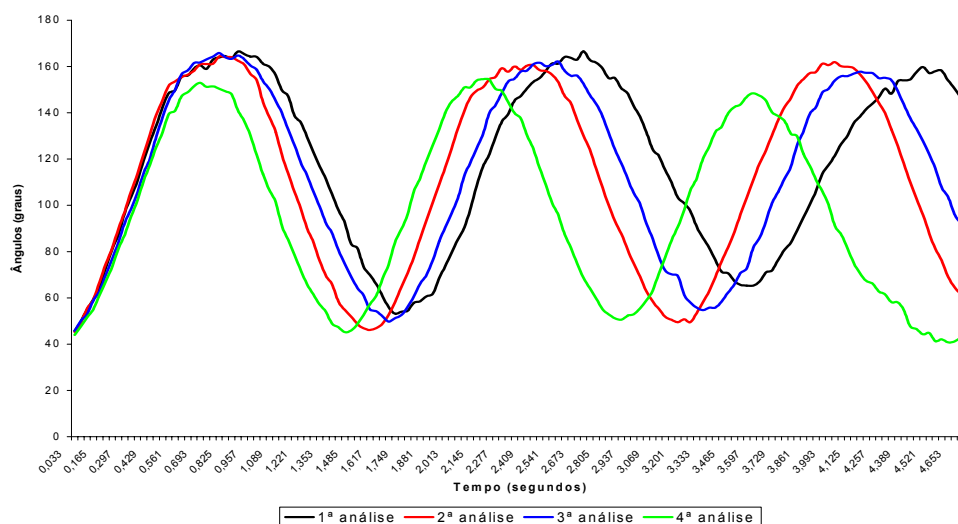
Acredita-se que essas diferenças nos valores dos coeficientes de variação entre as articulações apresentaram uma relação direta com a amplitude do movimento onde, quanto maior a amplitude, maior a probabilidade de erro ou de instabilidade durante o deslocamento.

Nota-se também que existe uma tendência à diminuição nos valores do coeficiente de variação a cada análise com as intervenções realizadas. Conforme o movimento for sendo aprimorado, menor o coeficiente de variação entre os ciclos, correspondendo a movimentos estáveis e sincrônicos.

As Figuras 21 a 25 representarão os valores médios entre as passagens para cada uma das análises dos ângulos articulares (plano sagital/lado direito) referentes ao **sujeito 2**. Também serão apresentadas as diferenças entre as passagens em cada análise e os valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos no plano sagital entre as passagens em frente ao visor, para todos os sujeitos.

A Figura 21 representa os valores médios das passagens para cada análise do ângulo do Joelho direito (graus) durante os três ciclos da locomoção.

Todos os valores de coeficiente de variação referentes aos ciclos de cada uma das análises do sujeito 2 estão apresentados na Tabela 12. Já, as demais análises estatísticas mencionadas nessa discussão encontram-se no anexo 9.



**Figura 21** Valores médios em cada análise para o ângulo do joelho direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 2.

Os dados mostraram na Figura 21 que o comportamento das curvas em todas as análises permaneceu o mesmo, diferenciando na amplitude do movimento e no tempo (segundos) que o sujeito 2 realizou os três ciclos em cada uma das análises.

O início dos ciclos foi caracterizado pela flexão máxima do joelho, que correspondeu a 46 graus no primeiro ciclo, 54 graus no segundo e 65 graus no terceiro ciclo da primeira análise. A variação na amplitude entre a flexão máxima e a extensão máxima nesta análise foi de 121 graus no primeiro ciclo, 112 graus no

segundo e de 94 graus no terceiro ciclo. Nota-se que, os valores referentes a amplitude na primeira análise foram os mais discrepantes em relação aos demais, apresentando coeficiente de variação entre os ciclos de 19,78%.

Na segunda análise, o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 10,8%, diminuindo as diferenças da primeira para a segunda análise. Os inícios de cada um dos ciclos da segunda análise corresponderam a 45, 46 e 49 graus para o primeiro, segundo e terceiro ciclo. Já, a amplitude do movimento em cada um dos ciclos foi de 121 graus no primeiro ciclo, 115 graus no segundo e de 112 no último ciclo.

Entre a primeira e segunda análise houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0,002$ ) na realização dos movimentos. Esses resultados podem ser explicados pela intervenção realizada nas duas primeiras semanas. Neste caso, os sujeitos estavam em fase adaptativa com o meio líquido, com o equipamento utilizado (cinturões) e com o deslocamento em suspensão. Os exercícios realizados neste período pelo programa instrucional consistiram em deslocamentos frontais e laterais que utilizassem os mesmos movimentos das mãos e forma de tração, o treino do equilíbrio em deslocamento e a ênfase na postura. Apesar da ênfase maior ser na correção da postura, a orientação de como realizar o movimento mais apropriado foi referente a cada articulação, e a partir disso, acredita-se que houve a assimilação de como realizar o movimento, apresentando diferença significativa após duas semanas de intervenção.

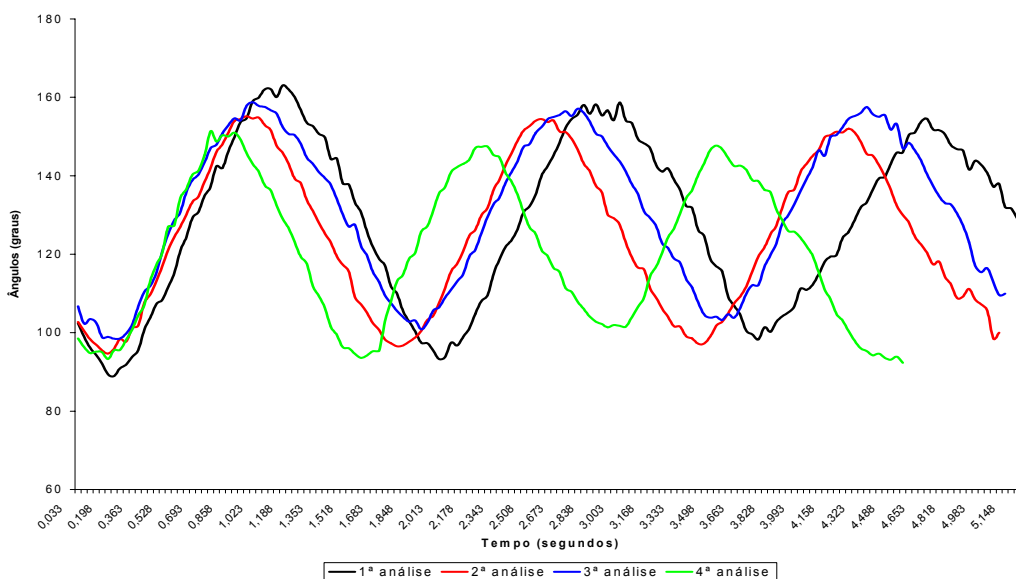
Na terceira análise, o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 16,96%. Os inícios de cada um dos ciclos da terceira análise corresponderam a 46 graus, 50 e 56 graus para o primeiro, segundo e terceiro ciclo. Já, a amplitude do movimento em cada um dos ciclos foi de 120 graus no primeiro ciclo, 113 graus no segundo e de 102 no último ciclo. Os valores de amplitude apresentados foram semelhantes aos da segunda análise e, pode ser comprovado através da diferença estatística não apresentada ( $p=0,14$ ) entre a segunda e a terceira análise.

Por não haver diferença estatisticamente significativa entre a segunda e terceira análise, acredita-se provavelmente que houve estabilização no padrão do movimento a partir da segunda análise.

O mesmo aconteceu com a quarta análise, que manteve essa estabilização do movimento, não apresentando diferença estatisticamente significativa ( $p=0,39$ )

entre a terceira e a quarta análise. A amplitude entre a flexão e extensão máxima na última análise apresentou ângulos de 110 graus no primeiro ciclo, 109 graus no segundo e de 98 graus no terceiro ciclo. A variação entre os ciclos foi de 14,26%.

A Figura 22 segue a mesma discussão anterior, mostrando os valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do quadril direito (graus) no plano sagital através da representação das curvas durante os três ciclos para o sujeito 2.



**Figura 22** Valores médios em cada análise para o ângulo do quadril lado direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 2.

Assim como o joelho, o quadril demonstrou a mesma trajetória do movimento em todas as análises, diferenciando nos valores dos ângulos articulares que representaram a flexão e extensão do quadril e no tempo de início e final de cada ciclo em cada uma das análises.

A amplitude entre a flexão e a extensão máxima na primeira análise foi de 74 graus no primeiro ciclo, 65 graus no segundo ciclo e de 56 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os três ciclos foi de 9,52%, sendo representado pela Figura 20 através das maiores amplitudes demonstradas pelo quadril nesta análise.

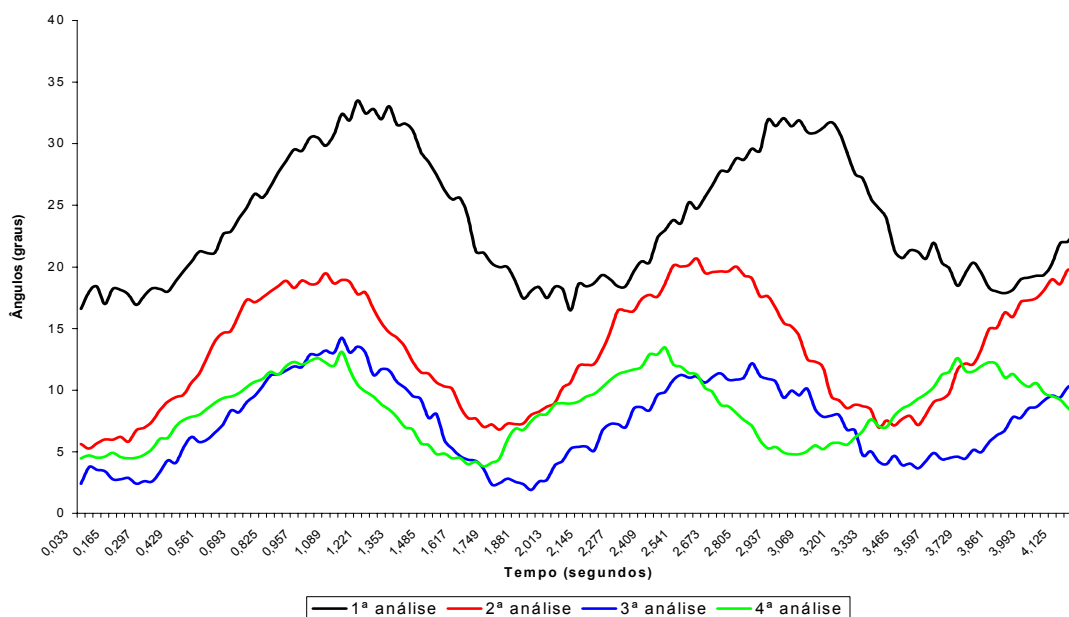
Na segunda análise o coeficiente de variação entre os ciclos foi menor que na primeira, apresentando variação de 4,85%. Essa menor variação teve uma relação direta com a diminuição da amplitude nos ciclos da segunda análise. No primeiro ciclo a amplitude do movimento foi de 65 graus, 58 graus no segundo ciclo e 57 graus no terceiro ciclo.

Na terceira análise a amplitude do movimento foi menor que na segunda, sendo 60 graus no primeiro ciclo, 57 graus no segundo e 54 graus no terceiro ciclo, no entanto, o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 6,95%. Mesmo com menor amplitude, houve uma maior oscilação durante os três ciclos.

Na última análise, entre a flexão máxima e a extensão máxima do quadril a amplitude encontrada no primeiro ciclo foi de 58 graus, no segundo ciclo de 54 graus e de 46 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os ciclos foi de 7%.

Entre todas as análises os dados apresentaram diferença estatisticamente significativa na execução do movimento do quadril, sendo  $p=0,02$  entre a primeira e segunda análise e  $p=0,000$  entre a segunda e terceira, e terceira e quarta análise. Esperava-se que as diferenças fossem as mesmas que as encontradas para o joelho por fazer parte do segmento da coxa, no entanto, essa diferença encontrada pode ter sido devido as instruções dadas durante todas as semanas de programa instrucional que foram as mesmas para o joelho. No entanto, pela grande ênfase que foi dada em todas as etapas da intervenção para o movimento da articulação do tronco (inclinação) e este estar relacionado diretamente com o ângulo do quadril formando o segmento do tronco, é que houve essa diferença em todos os períodos de intervenção.

A Figura 23 representa os valores médios das passagens para cada análise do tronco no plano sagital/direito (graus) durante os três ciclos da locomoção.



**Figura 23** Valores médios em cada análise para o ângulo do tronco (graus) no plano sagital (lado direito) durante os três ciclos de passada do sujeito 2.

O comportamento das curvas apresentadas em cada uma das análises na Figura 23 foi semelhante, no entanto, houve variações nos valores dos ângulos articulares tanto na inclinação mínima do tronco quanto na máxima referente ao sujeito 2.

Na primeira análise o sujeito 2 apresentou uma inclinação de 17 graus no início do primeiro ciclo, 16 graus no início do segundo ciclo e de 18 graus no terceiro. Os valores correspondentes à amplitude do movimento em cada um dos ciclos foram de 17 graus no primeiro ciclo, 14 graus no segundo e 13 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação correspondente aos três ciclos da primeira análise (sem intervenção) foi de 15,14%.

Na segunda análise, após duas semanas de programa instrucional os valores apresentados no início de cada um dos ciclos referentes a menor inclinação do tronco foram de 6 graus para o primeiro ciclo, 8 graus para o segundo e 7 graus para o terceiro. O mesmo ocorreu na amplitude do movimento, apresentando valores inferiores na inclinação máxima do tronco sendo, 14 graus para o primeiro ciclo e 13 graus para o segundo e terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os ciclos foi de 18,36%.

Entre a primeira e segunda análise os resultados apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,000$ ) nos valores dos ângulos referentes a inclinação do tronco. Isso se deve a intervenção de duas semanas que, embora em fase adaptativa em todos os momentos a ênfase foi na correção da postura durante todos os tipos de exercícios em deslocamento no meio líquido, apresentando uma melhora significativa na inclinação do tronco, tanto no início dos ciclos (menor inclinação) quanto na inclinação máxima. O mesmo ocorreu entre a segunda e terceira análise, apresentando também diferença estatisticamente significativa para  $p=0,000$ . Embora tivesse passado da fase adaptativa do movimento e com o meio líquido, devido a grande ênfase na postura durante o deslocamento, o sujeito 2 apresentou ainda melhorias no padrão do movimento desta articulação.

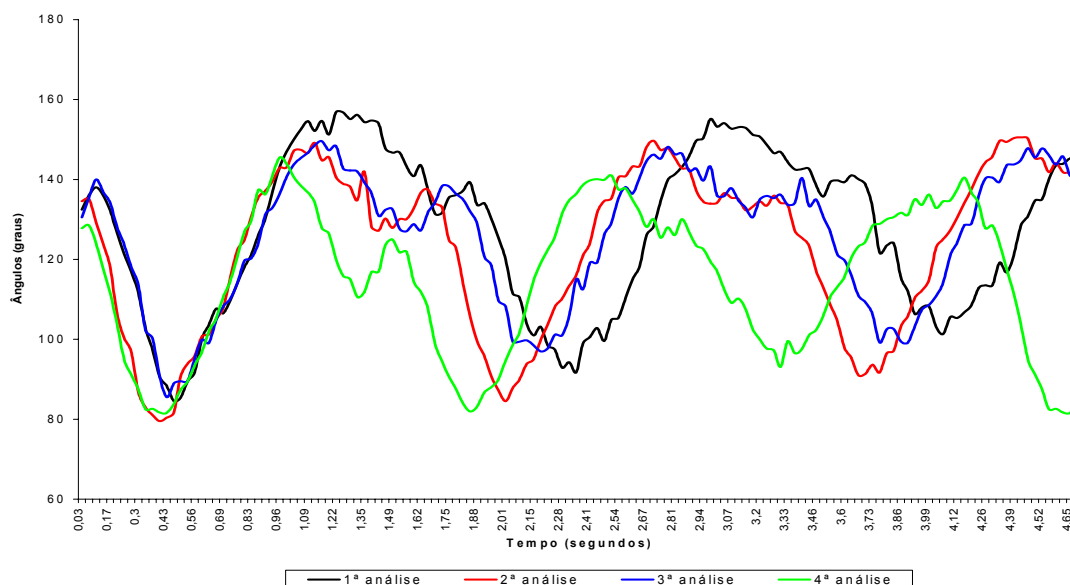
Na terceira análise os dados apresentaram maior variação entre os ciclos de 32,46% em relação às análises 1 e 2, embora tenha diminuído os valores dos ângulos referentes a inclinação do tronco. No início do primeiro ciclo o sujeito 2 apresentou inclinação do tronco de 2,4 graus, enquanto que, no segundo e terceiro ciclo a inclinação foi de 2 e 3,6 graus. Em relação a amplitude, nos três ciclos os valores encontrados foram: 12 graus no primeiro ciclo, 10 graus no segundo e 7 graus no terceiro ciclo.

Na última análise o início do primeiro e segundo ciclo apresentou uma inclinação de 4 graus, enquanto que, no terceiro ciclo a inclinação foi de 5 graus. A amplitude do movimento referente ao primeiro ciclo foi de 8,7 graus, no segundo ciclo de 9,7 graus e no último ciclo, a amplitude foi de 7,8 graus. O coeficiente de variação entre os ciclos foi de 25,8%.

Entre a terceira e última análise os dados não apresentaram diferença estatisticamente significativa para  $p=0,16$ . Isso comprova que houve estabilização no padrão do movimento a partir dos valores dos ângulos da inclinação do tronco apresentados a partir da terceira análise.

Na Figura 24 o gráfico representa os valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos do sujeito 2.





**Figura 24** Valores médios em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 2.

Todas as curvas apresentaram a mesma trajetória, diferenciando nos valores dos ângulos articulares do cotovelo e no tempo em que cada ciclo teve seu início e fim.

Na primeira análise, os valores de amplitude entre a extensão máxima do cotovelo e flexão máxima nos três ciclos foram: 71 graus no primeiro ciclo, 63 graus no segundo ciclo e de 44 graus no último ciclo. A variação entre os ciclos representada pela amplitude do movimento foi comprovada pelo valor do coeficiente de variação, sendo  $CV = 8,14\%$ .

Na segunda análise os valores apresentados correspondentes a amplitude do movimento para o primeiro ciclo foram de 67 graus, no segundo 65 graus e no terceiro ciclo o movimento apresentou 59 graus de amplitude. A variação entre os ciclos na segunda análise foi de  $8,24\%$ .

Entre a primeira e a segunda análise as curvas apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos valores dos ângulos para  $p = 0,01$ , apresentando maiores valores na flexão e extensão do cotovelo durante a locomoção na primeira análise em relação a segunda.

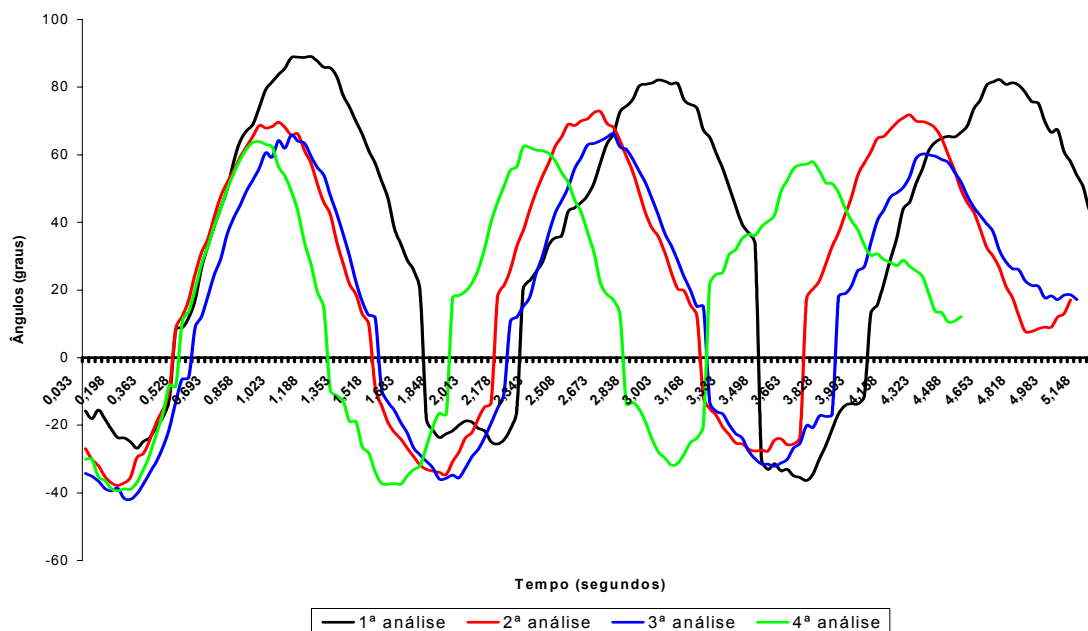
Na terceira análise o coeficiente de variação entre os ciclos foi de  $6,78\%$  e os valores de amplitude foram respectivamente de 64 graus, 50 graus e 48,6 graus para o primeiro, segundo e terceiro ciclo.

Entre a segunda e terceira análise os dados também apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos valores dos ângulos articulares ( $p=0,001$ ).

Na última análise, a amplitude entre a flexão máxima e extensão máxima do cotovelo apresentou variações nos valores dos ângulos articulares de 64 graus no primeiro ciclo, 59 graus no segundo ciclo e 47,4 graus no terceiro ciclo. A variação entre os ciclos nesta análise foi de 8,58%.

Entre a terceira e quarta análise houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0,000$ ) no padrão do movimento. Através dessa diferença pode-se observar que não houve estabilização do movimento. Pelo cotovelo ter uma relação direta com a articulação do tronco, formando o segmento do braço, as variações do tronco a cada análise podem ter interferido na ação do cotovelo, ou mesmo, por este segmento ter uma das maiores participações na propulsão durante o deslocamento, na busca do equilíbrio e também no apoio realizado pelos membros superiores.

A Figura 25 mostra os valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do ombro direito (graus) no plano sagital através da representação das curvas durante os três ciclos para o sujeito 2.



**Figura 25** Valores médios em cada análise para o ângulo do Ombro direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 2.

Na Figura 25 observou-se que o comportamento das curvas apresentadas através dos valores dos ângulos articulares do ombro em todas as análises foram semelhantes, no entanto, apresentando diferenças nos valores do coeficiente de variação entre os ciclos de cada análise e diferença estatisticamente significativa entre a primeira e segunda análise e entre a segunda e terceira análise ( $p=0,000$ ), enquanto que, entre a terceira e quarta análise o valor encontrado no teste de significância foi de  $p=0,514$ .

A amplitude do movimento do ombro em cada um dos ciclos e nas análises foi: primeiro ciclo, segundo e terceiro ciclo da primeira análise as amplitudes foram de 114 graus, 107 graus e 119 graus consecutivamente; na segunda análise, as amplitudes foram de 108 graus para o primeiro ciclo, 107 graus para o segundo ciclo e 99 graus para o terceiro ciclo; na terceira análise, no primeiro ciclo a amplitude foi de 111 graus, 102 graus no segundo ciclo e 92 graus no último ciclo, e por fim, na quarta análise a amplitude do movimento para o primeiro ciclo foi de 103 graus, 100 graus no segundo ciclo e 89 graus para o último ciclo.

O coeficiente de variação apresentado entre os ciclos foi: na primeira análise 4,26%, na segunda de 33,96%, na terceira análise 41,25% e na última análise, a variação entre os ciclos foi de 39,31%. Nota-se pela Tabela 12 que as maiores diferenças entre os ciclos ocorreram na articulação do ombro direito.

Todas as variações entre os ciclos, em cada uma das análises em todos os segmentos corporais analisados referentes ao sujeito 2 estão apresentados na Tabela 12 pelos coeficientes de variação.

Tabela 12

*Valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos no plano sagital entre as passagens em frente ao visor, para o sujeito 2.*

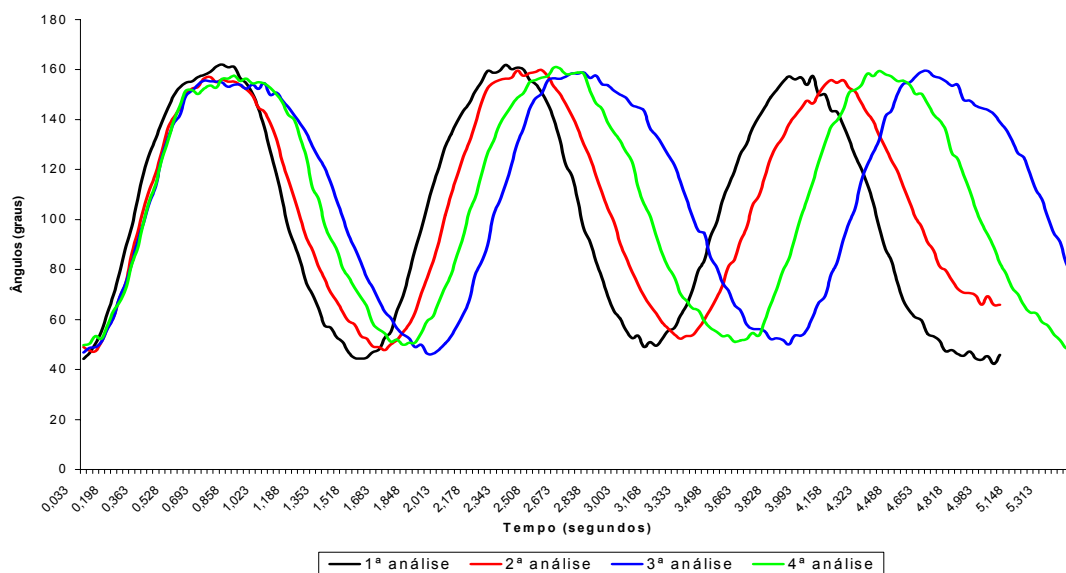
Ângulos articulares	CV (%)			
	1ª análise	2ª análise	3ª análise	4ª análise
Cotovelo	8,14%	8,24%	6,78%	8,58%
Inclinação tronco	15,14%	18,36%	32,46%	25,80%
Joelho	19,78%	10,80%	16,96%	14,26%
Ombro	4,26%	33,96%	41,25%	39,31%
Quadril	9,52%	4,85%	6,95%	7%

Pelos valores apresentados na Tabela 12, observou-se que os ângulos articulares que apresentaram menores diferenças nos coeficientes de variação entre os ciclos foram nas articulações do cotovelo, do joelho e do quadril. Isso significa que os movimentos destas articulações tenderam a ser mais sincrônicos e estáveis entre seus ciclos em relação a inclinação do tronco e do ombro, que estão relacionados diretamente.

As Figuras 26 a 30 representarão os valores médios entre as passagens para cada uma das análises dos ângulos articulares (plano sagital/lado direito) referentes ao **sujeito 3**. Também serão apresentadas as diferenças entre as passagens em cada análise e os valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos no plano sagital entre as passagens em frente ao visor.

Todos os valores de coeficiente de variação referentes aos ciclos de cada uma das análises do sujeito 3 estão apresentados na Tabela 13. Já, as demais análises estatísticas mencionadas nessa discussão encontram-se no anexo 9.

A Figura 26 representa os valores médios das passagens para cada análise do ângulo do Joelho direito (graus) durante os três ciclos da locomoção.



**Figura 26** Valores médios em cada análise para o ângulo do joelho direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 3.

A Figura 26 apresentou semelhança na trajetória das curvas dos três ciclos em todas as análises, diferenciando somente na amplitude do movimento a cada análise e no tempo em que os ciclos tiveram seu início e fim.

O início de cada ciclo foi representado pela flexão máxima do joelho onde, na primeira análise, a flexão no primeiro ciclo foi de 44 graus, 45 graus no segundo ciclo e 49 graus no terceiro ciclo. Já, a amplitude do movimento em cada ciclo apresentou valores de 118 graus no primeiro ciclo, 117 graus no segundo e 106 graus no terceiro. Entre os ciclos da primeira análise o coeficiente de variação foi de 14,84%.

Na segunda análise, o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 17,90%, apresentando maior variação no padrão do movimento entre os ciclos em relação a primeira análise. Os inícios de cada um dos ciclos da segunda análise corresponderam a 49, 48 e 49 graus para o primeiro, segundo e terceiro ciclo. Já, a amplitude do movimento em cada um dos ciclos foi de 108 graus no primeiro ciclo, 112 graus no segundo e de 107 no último ciclo.

Entre a primeira e segunda análise não houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0,39$ ) no padrão do movimento. O fato de não existir modificação significativa no padrão do movimento do joelho pode ter sido pelo período adaptativo ao meio e ao movimento, e também pela dificuldade de assimilação das orientações e dos exercícios que foram repassados. Outra hipótese é que o sujeito já tivesse estabelecido o movimento em um curto período de tempo, e que poderá ser explicado nas próximas análises.

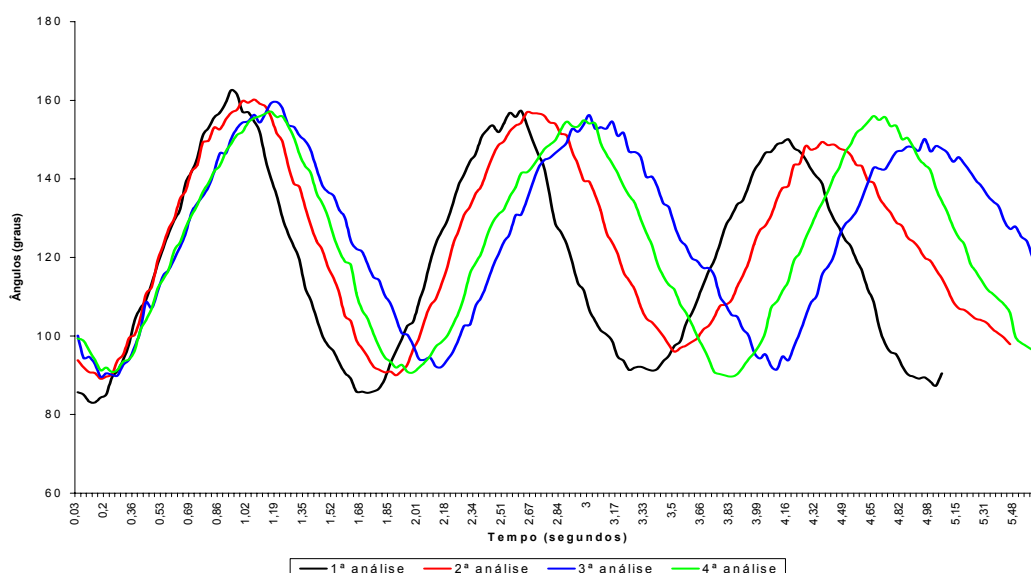
Na terceira análise, o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 11,47%. Os inícios de cada um dos ciclos da terceira análise corresponderam a 47 graus, 46 e 50 graus para o primeiro, segundo e terceiro ciclo. Já, a amplitude do movimento em cada um dos ciclos foi de 110 graus no primeiro ciclo, 112 graus no segundo e de 109 no último ciclo. Os valores de amplitude apresentados foram semelhantes aos da segunda análise, que podem ser comprovados pela não apresentação de diferença estatisticamente significativa ( $p=0,19$ ) entre a segunda e a terceira análise. A hipótese anteriormente mencionada de que houve a estabilização do movimento a partir da primeira análise foi comprovada por não haver diferença significativa entre as análises 1, 2 e 3.

Na última análise a variabilidade entre os ciclos foi menor do que nas demais análises, apresentando o coeficiente de variação de 10,28%. A flexão

máxima do joelho no primeiro e segundo ciclo foi de 50 graus e no terceiro ciclo foi de 51 graus. Comparando a terceira com a quarta análise, assim como nas demais, não houve diferenças estatisticamente significativas entre as duas análises, comprovando com isso, as hipóteses anteriormente citadas sobre a estabilização do movimento.

A partir da primeira semana de intervenção o sujeito 3 já havia apresentado estabilização do movimento e a partir daí, definindo o padrão do movimento realizado pelo joelho durante o deslocamento analisado.

A Figura 27 representa os valores médios das passagens para cada análise do ângulo do quadril no plano sagital/lado direito (graus) durante os três ciclos da locomoção.



**Figura 27** Valores médios em cada análise para o ângulo do quadril direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 3.

Assim como nas curvas apresentadas pela Figura 26 que corresponderam a trajetória do ângulo do joelho, o quadril também apresentou a mesma trajetória durante a locomoção nos três ciclos, diferenciando somente na amplitude do movimento correspondente a flexão e extensão máxima do quadril e tempo que cada ciclo teve seu início e fim.

A amplitude entre a flexão e a extensão máxima do quadril em cada um dos ciclos da primeira análise foi de 74 graus no primeiro ciclo, 72 graus no

segundo ciclo e de 58 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os três ciclos foi de 10,84%.

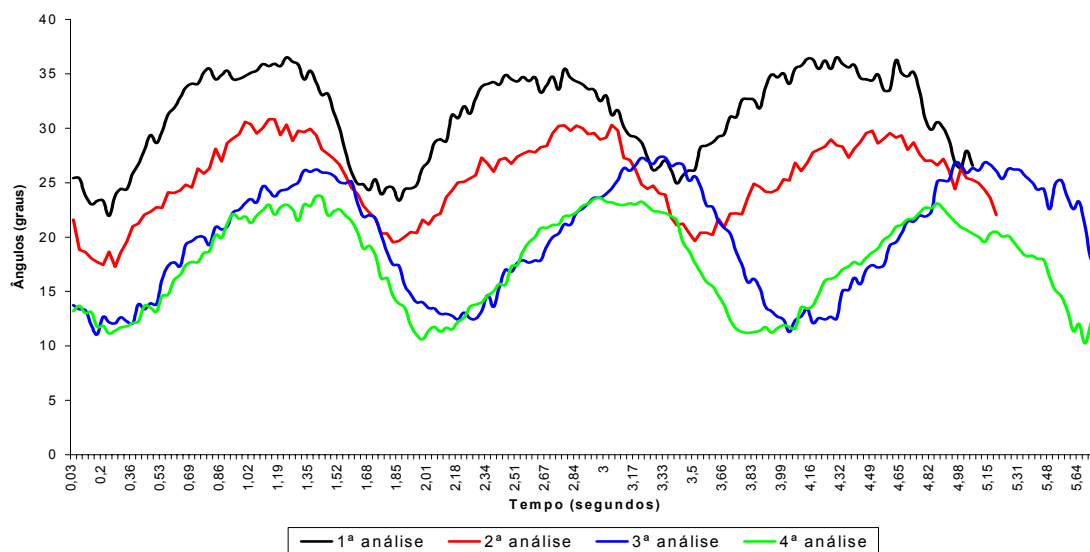
Na segunda análise o coeficiente de variação entre os ciclos foi menor que na primeira, apresentando variação de 9,93%. Essa menor variação teve uma relação direta com a diminuição da amplitude nos ciclos da segunda análise, sendo, no primeiro ciclo, uma amplitude de 69 graus, 65 graus no segundo ciclo e 52 graus no terceiro ciclo.

Entre a primeira e a segunda análise os dados apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,000$ ) entre os padrões do movimento estudado durante o deslocamento. Este período de duas semanas de programa instrucional correspondeu à adaptação ao ambiente aquático e a exercícios em diferentes deslocamentos que objetivassem trabalhar todos os segmentos corporais com seus devidos movimentos. Portanto, para o sujeito 3 o programa instrucional nas duas primeiras semanas surtiram efeitos sobre os padrões no movimento, principalmente no que diz respeito a amplitude destes.

Na terceira análise o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 6,03%, representando maior homogeneidade no decorrer do movimento em relação aos três ciclos do deslocamento da primeira e segunda análise. Já, os valores referentes à amplitude do movimento não apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,21$ ) entre a segunda e a terceira análise, concluindo, portanto, que houve estabilização do movimento a partir da segunda análise. A amplitude entre a flexão e extensão máxima do quadril nesta terceira análise foi de: 68 graus no primeiro ciclo, 64 graus no segundo e 59 graus no terceiro ciclo.

Entre a terceira e quarta análise os dados apresentaram novamente diferença estatisticamente significativa ( $p=0,006$ ) entre o padrão do movimento. Os valores dos ângulos referentes à amplitude entre flexão e extensão máxima do quadril no primeiro ciclo da última análise foram de 66 graus, 63 graus no segundo ciclo e de 65 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os ciclos da quarta análise foi de 4,79%, representando maior sincronia ou harmonização no movimento.

A Figura 28 representa os valores médios das passagens para cada análise do tronco no plano sagital do lado direito (graus) durante os três ciclos da locomoção referentes ao sujeito 3.



**Figura 28** Valores médios em cada análise para o ângulo do tronco (graus) no plano sagital (lado direito) durante os três ciclos de passada do sujeito 3.

O comportamento das curvas apresentadas em cada uma das análises na Figura 28 foi semelhante, no entanto, as variações observáveis foram nos valores dos ângulos articulares tanto na inclinação mínima do tronco quanto na máxima do sujeito 2.

Na primeira análise o sujeito 3 apresentou uma inclinação de 25,4 graus no início do primeiro ciclo, 23,4 graus no segundo e de 25 graus no terceiro ciclo. Os valores correspondentes a amplitude do movimento em cada um dos ciclos foi de 15 graus no primeiro ciclo, 12 graus no segundo e 11,4 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação apresentado entre os três ciclos (sem intervenção) foi de 10,95%.

Na segunda análise, após duas semanas de programa instrucional os valores apresentados no início de cada um dos ciclos foram inferiores aos encontrados na primeira análise onde, a inclinação do tronco para o primeiro ciclo foi de 17 graus, 20 graus para o segundo e terceiro ciclo. O mesmo ocorreu na amplitude do movimento, apresentando valores inferiores entre as inclinações máximas e mínimas do tronco, sendo 14 graus para o primeiro ciclo e 11 graus para o segundo e 10 graus para o terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os ciclos foi de 22,29%.



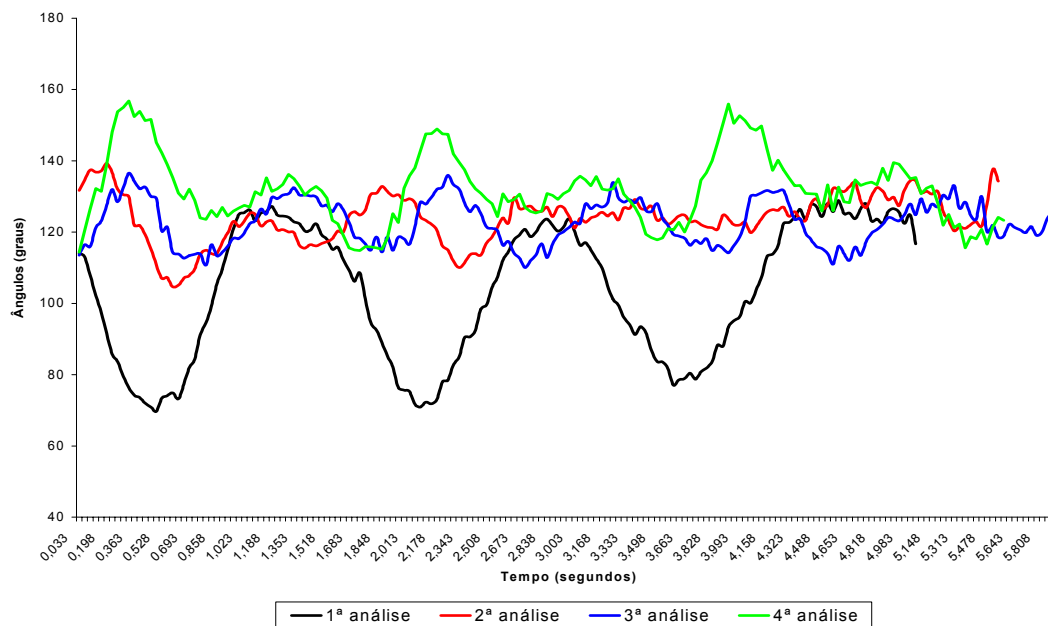
Entre a primeira e segunda análise os resultados apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,000$ ) nos valores dos ângulos referentes a inclinação do tronco. Isso se deve a intervenção de duas semanas que, embora em fase adaptativa em todos os momentos a ênfase foi na correção da postura durante todos os tipos de exercícios em deslocamento, apresentando uma melhora significativa na inclinação do tronco, tanto no início dos ciclos quanto na inclinação máxima. O mesmo ocorreu entre a segunda e terceira análise, apresentando também diferença estatisticamente significativa para  $p=0,000$ . Embora tivesse passado da fase adaptativa do movimento e com o meio líquido, devido a grande ênfase na postura durante o deslocamento, o sujeito 3 apresentou ainda melhorias no padrão deste movimento.

Na terceira análise os dados apresentaram variação entre os ciclos de 14,23% (CV). No início do primeiro ciclo o sujeito 3 apresentou inclinação do tronco de 14 graus, enquanto que, no segundo e terceiro ciclo a inclinação foi de 12 e 11 graus. Em relação a amplitude, nos três ciclos os valores encontrados foram de 15 graus aproximadamente para todos os três ciclos.

Na última análise o início do primeiro ciclo apresentou uma inclinação do tronco de 13 graus, enquanto que no segundo a inclinação foi de 11 graus e 12 graus no terceiro ciclo. A amplitude do movimento referente ao primeiro ciclo foi de 10,5 graus, no segundo ciclo de 13 graus e no último ciclo, a amplitude foi de 11,5 graus. O coeficiente de variação entre os ciclos foi de 18,7%.

Entre a terceira e última análise os dados também apresentaram diferença estatisticamente significativa para  $p=0,000$ . Isso comprova que não houve estabilização no padrão do movimento entre as intervenções e a cada análise. Portanto, acredita-se que o sujeito 3 teve maior aprendizado da técnica. O objetivo durante as intervenções foi o de manter a menor inclinação do tronco possível durante a locomoção no decorrer do programa instrucional e, o resultado final foi o esperado, podendo ser visualizado através da Figura 27.

Na Figura 29 o gráfico representa os valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos do sujeito 3.



**Figura 29** Valores médios em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 3.

Na Figura 29, observou-se que as curvas não apresentaram a mesma trajetória em todas as análises.

Na primeira análise, os valores de amplitude entre a extensão máxima do cotovelo à flexão máxima nos três ciclos foram: 58 graus no primeiro ciclo, 53 graus no segundo ciclo e de 52 graus no último ciclo. A variação entre os ciclos representada pela amplitude do movimento apresentou CV=9,89% de variabilidade.

Na segunda análise os valores apresentados correspondentes a amplitude do movimento para os ciclos foram: 34 graus no primeiro, 23 graus no segundo e 14 graus no terceiro ciclo. A variação entre os ciclos na segunda análise foi de 8,21%.

Entre a primeira e a segunda análise as curvas apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos valores dos ângulos para  $p=0,000$ , apresentando maior amplitude no movimento do cotovelo durante o deslocamento na primeira análise em relação a segunda.

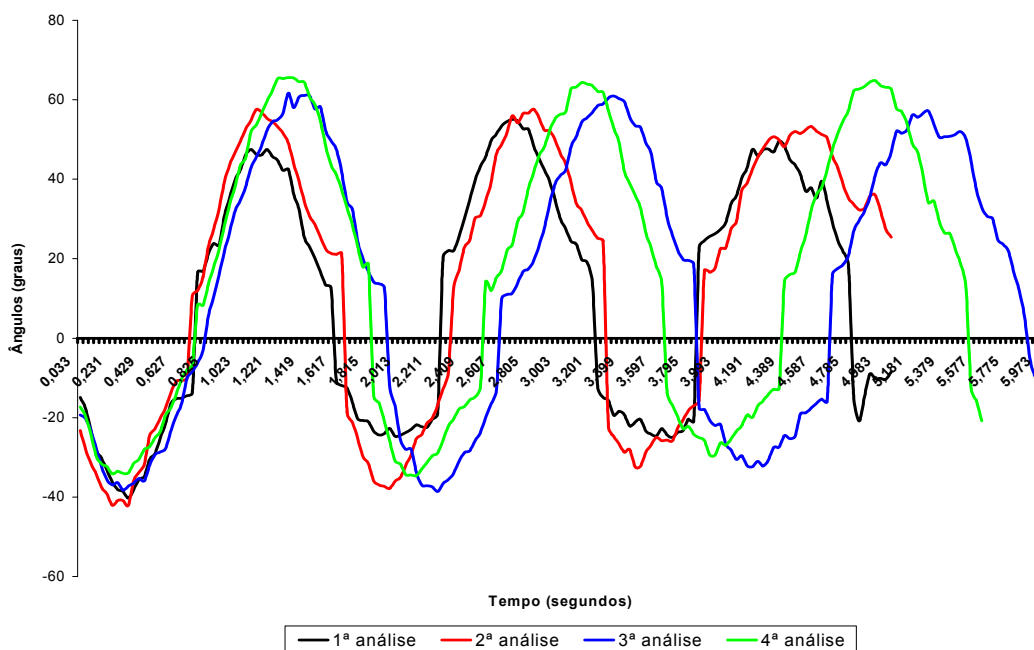
Na terceira análise a variação entre os ciclos foi de 6,05% e os valores de amplitude foram de 26 graus para o primeiro e segundo ciclo, e 20 graus para o terceiro ciclo.

Entre os resultados obtidos na segunda e terceira análise os dados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos valores dos ângulos articulares ( $p=0,16$ ), apresentando estabilidade no movimento do cotovelo entre a segunda e terceira análise.

Na última análise, a amplitude entre a flexão e a extensão máxima do cotovelo apresentou variações nos valores dos ângulos articulares de 36 graus no primeiro ciclo, 34 graus no segundo ciclo e 38 graus no terceiro ciclo. A variação entre os ciclos nesta análise foi de 6,14%.

Entre a terceira e quarta análise os dados voltaram a apresentar diferença estatisticamente significativa ( $p=0,000$ ) no padrão do movimento. Essa diferença se deu após a estabilização do movimento entre a segunda e terceira análise do sujeito 3, onde o padrão sofreu novamente modificações no movimento do cotovelo. Pelo cotovelo ter uma relação direta com a inclinação do tronco, as variações do tronco a cada análise podem ter interferido na ação da articulação cotovelo, seja na busca do equilíbrio ou no apoio realizado pelos membros superiores.

A Figura 30 mostra os valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do ombro direito (graus) no plano sagital através da representação das curvas durante os três ciclos para o sujeito 3.



**Figura 30** Valores médios em cada análise para o ângulo do ombro direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 3.

Na Figura 30 observou-se que o comportamento das curvas apresentadas através dos valores dos ângulos articulares do ombro em todas as análises foram semelhantes, porém apresentaram diferenças nos valores do coeficiente de variação entre os ciclos de cada análise. As diferenças estatisticamente encontradas entre as análises foram entre a primeira e segunda análise ( $p=0,002$ ) e entre a terceira e última análise ( $p=0,04$ ), embora não tenha sido tão significativa quanto a primeira. Já, entre a segunda e terceira análise os movimentos realizados pelo ombro durante o deslocamento não apresentaram diferença estatisticamente significativa, encontrando para  $p=0,14$ .

As amplitudes entre a extensão máxima e flexão máxima em cada um dos ciclos e nas análises foram: primeiro ciclo, segundo e terceiro ciclo da primeira análise amplitudes de 86 graus, 80 graus e 75 graus no terceiro ciclo, apresentando variação de 44,96%.

Na segunda análise, as amplitudes no movimento do ombro durante o deslocamento foram de 100 graus para o primeiro ciclo, 95,5 graus para o segundo ciclo e 86 graus para o terceiro ciclo. Na terceira análise, no primeiro ciclo a amplitude foi de 99 graus, 110 graus no segundo ciclo e 89,5 graus no último ciclo e, por fim, na quarta análise a amplitude do movimento para o primeiro ciclo foi de 99 graus, 97 graus no segundo ciclo e 94 graus para o último ciclo.

Houve a estabilização do movimento entre a segunda e terceira análise, modificando novamente o padrão do movimento na última análise. Essa variabilidade entre os ciclos e entre as análises teve uma relação direta com o movimento realizado pelo cotovelo e pela inclinação do tronco e isso fez com que o comportamento dos membros superiores apresentasse sempre mais variabilidade em relação aos demais por causa da busca do equilíbrio e dos apoios que estes realizam durante o deslocamento.

Nota-se que nas demais Figuras correspondentes as outras articulações analisadas no sujeito 3, a articulação do ombro foi a que apresentou maior amplitude de movimento durante os três ciclos do deslocamento e de maiores variações entre os ciclos em cada uma das análises.

Todas as variações entre os ciclos, em cada uma das análises e em todas as articulações analisados referentes ao sujeito 3 podem ser melhor visualizadas através da Tabela 13 pelos coeficientes de variação.

Tabela 13

*Valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos no plano sagital entre as passagens em frente ao visor, para o sujeito 3.*

Ângulos articulares	CV (%)		CV (%)	
	1ª análise	2ª análise	3ª análise	4ª análise
Cotovelo	9,89%	8,21%	6,05%	6,14%
Inclinação tronco	10,95%	22,29%	14,23%	18,07%
Joelho	14,84%	17,90%	11,47%	10,28%
Ombro	44,96%	42,16%	33,21%	38,35%
Quadril	10,84%	9,93%	6,03%	4,79%

Como discutido anteriormente, os dados apresentados na Tabela 13 mostraram maiores variações entre os ciclos na articulação do ombro. Posteriormente, as articulações do quadril, joelho e cotovelo apresentaram menores variações entre os ciclos.

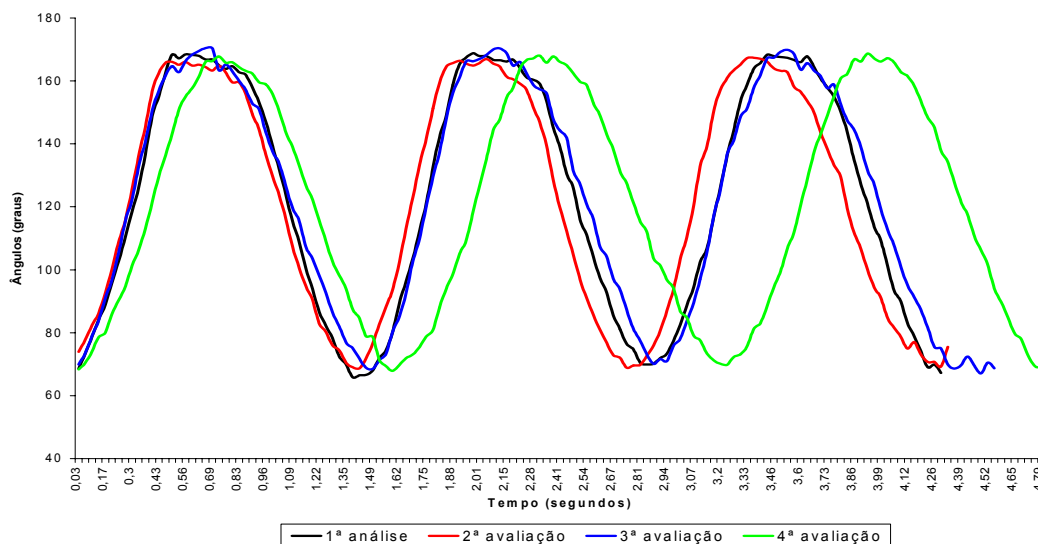
Acredita-se que essas diferenças nos valores dos coeficientes de variação entre as articulações apresentaram uma relação direta com a amplitude do movimento onde, quanto maior a amplitude, maior a probabilidade de erro ou de instabilidade durante a locomoção.

Nota-se também que existiu uma tendência à diminuição nos valores do coeficiente de variação a cada análise com as intervenções realizadas. Conforme o movimento foi sendo aprimorado, menor o coeficiente de variação entre os ciclos, correspondendo a movimentos estáveis e sincrônicos, exceto nos valores apresentados para a inclinação do tronco.

As Figuras 31 a 35 representarão os valores médios entre as passagens para cada uma das análises dos ângulos articulares (plano sagital/lado direito) referentes ao **sujeito 4**. Também serão apresentadas as diferenças entre as passagens em cada análise e os valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos entre as passagens em frente ao visor.

A Figura 31 representa os valores médios das passagens para cada análise do ângulo do Joelho direito (graus) durante os três ciclos do deslocamento.

Todos os valores de coeficiente de variação referentes aos ciclos de cada uma das análises do sujeito 4 estão apresentados na Tabela 14. Já, as demais análises estatísticas mencionadas nessa discussão encontram-se no anexo 9.



**Figura 31** Valores médios em cada análise para o ângulo do joelho direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 4.

O início dos ciclos caracterizou-se pela flexão máxima do joelho, que correspondeu a 68 graus no primeiro ciclo, 66 graus no segundo e 70 graus no terceiro ciclo da primeira análise. A variação na amplitude entre a flexão máxima e a extensão máxima nesta análise foi de 99 graus no primeiro ciclo, 102 graus no segundo e de 98 graus no terceiro ciclo. Nota-se que, os valores referentes a amplitude na primeira análise foram os mais discrepantes em relação aos demais, apresentando coeficiente de variação entre os ciclos de 7,16%.

Na segunda análise, o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 6,45%, diminuindo as diferenças da primeira para a segunda análise. Os inícios de cada um dos ciclos da segunda análise corresponderam a 74, 69 e 70 graus para o primeiro, segundo e terceiro ciclo. Já, a amplitude do movimento em cada um dos ciclos foi de 92 graus no primeiro ciclo, 99 graus no segundo e de 98 graus no último ciclo.

Entre a primeira e segunda análise os dados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $p=0,49$ ) na realização dos movimentos. Esses resultados podem ser explicados pela intervenção realizada nas duas primeiras semanas.

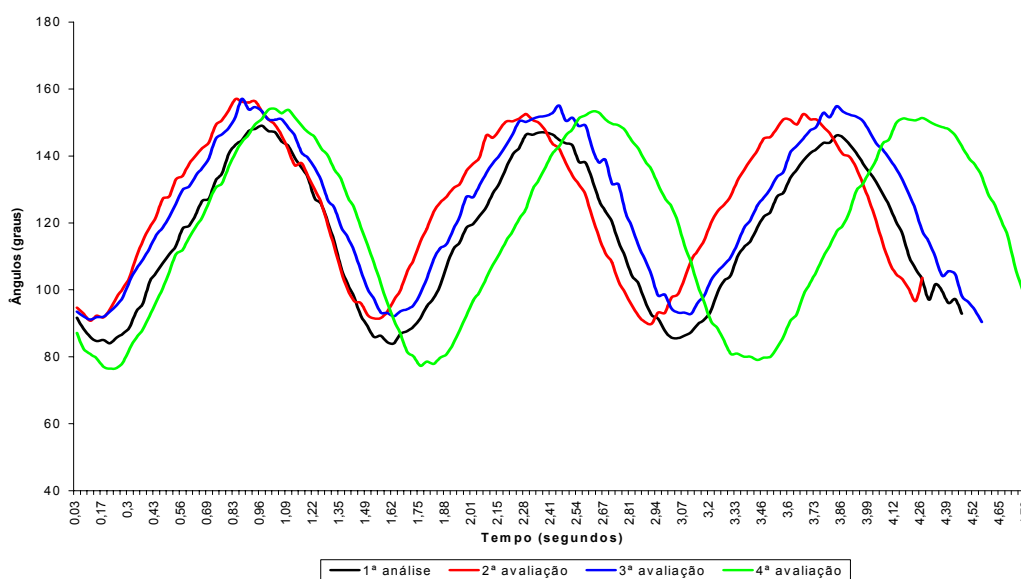
Na terceira análise, o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 6,21%. Os inícios de cada um dos ciclos da terceira análise corresponderam a 70 graus, 68,5 e 72 graus para o primeiro, segundo e terceiro ciclo. Já, a amplitude do

movimento em cada um dos ciclos foi de 101 graus no primeiro ciclo, 102 graus no segundo e de 98 graus no último ciclo. Os valores de amplitude apresentados foram semelhantes aos da segunda análise, no entanto, o conjunto dos dados que correspondeu ao movimento como um todo apresentou diferença significativa ( $p=0,03$ ) entre a segunda e terceira análise.

Entre a terceira e quarta análise os dados novamente apresentaram estabilização do movimento como na primeira e segunda análise, não apresentando diferença estatisticamente significativa ( $p=0,92$ ). Isso comprova o êxito da intervenção durante o programa instrucional em relação ao padrão de movimento esperado.

Na última análise a amplitude entre a flexão e extensão máxima apresentou ângulos de 99 graus no primeiro ciclo, 100 graus no segundo e de 99 graus no terceiro ciclo. A variação entre os ciclos foi de 5,58%.

A Figura 32 segue a discussão anterior, mostrando os valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do quadril direito no plano sagital através da representação das curvas durante os três ciclos para o sujeito 4.



**Figura 32** Valores médios em cada análise para o ângulo do quadril (graus) no plano sagital/lado direito durante os três ciclos de passada do sujeito 4.

Assim como o joelho, o quadril demonstrou a mesma trajetória do movimento em todas as análises, diferenciando nos valores dos ângulos

articulares que representaram a flexão e extensão desta articulação e no tempo de início e final de cada ciclo em cada uma das análises.

A amplitude entre a flexão e a extensão máxima em cada um dos ciclos da primeira análise foi de 66 graus no primeiro ciclo, 62 graus no segundo ciclo e de 61 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os três ciclos foi de 5,35%, representando pouca variabilidade entre os ciclos.

Na segunda análise o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 5,38%. Em relação à amplitude do movimento em cada um dos três ciclos a amplitude correspondente ao primeiro ciclo foi de 65 graus, 59 graus no segundo ciclo e 62 graus no terceiro ciclo.

Entre a primeira e segunda análise, após intervenção de 2 semanas os dados referentes aos valores dos ângulos articulares apresentaram diferença estatisticamente significativa entre elas de  $p=0,000$ .

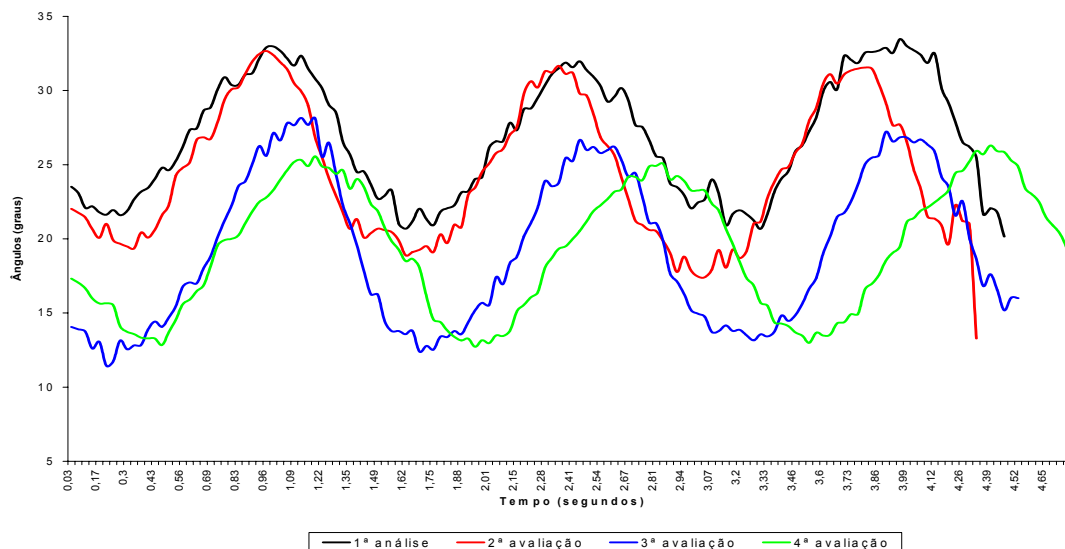
Na terceira análise a amplitude do movimento foi menor que na segunda, sendo 65 graus no primeiro ciclo, 62 graus no segundo e 62 graus no terceiro ciclo, no entanto, o coeficiente de variação entre os ciclos foi de 6,95%. Mesmo com a amplitude apresentando valores inferiores aos encontrados na segunda análise, as curvas não apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,24$ ) entre a segunda e terceira análise. Neste período, houve a estabilização do movimento.

Na última análise, entre a flexão máxima e a extensão máxima do quadril a amplitude encontrada no primeiro ciclo foi de 78 graus, no segundo ciclo de 76 graus e de 70 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os ciclos foi de 4,69%.

Entre a terceira e última análise houve novamente modificação no padrão do movimento, pois os dados apresentaram diferenças significativas ( $p=0,002$ ) entre as curvas referentes ao movimento do quadril nas últimas duas análises. Essas diferenças podem ter ocorrido pelas oscilações que serão apresentadas na Figura 32, referente à inclinação do tronco.

A Figura 33 representa os valores médios das passagens para cada análise do tronco no plano sagital/direito (graus) durante os três ciclos do deslocamento do sujeito 4.





**Figura 33** Valores médios em cada análise para o ângulo do tronco (graus) no plano sagital (lado direito) durante os três ciclos de passada do sujeito 4.

Na primeira análise o sujeito 4 apresentou uma inclinação de 23,5 graus no início do primeiro ciclo, 21 graus no início do segundo e terceiro. O valor correspondente à amplitude do movimento em cada um dos ciclos foi de 9,5 graus no primeiro ciclo, 11,3 graus no segundo e 12,3 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação correspondente aos três ciclos da primeira análise (sem intervenção) foi de 11,69%.

Na segunda análise, após duas semanas de programa instrucional os valores apresentados no início de cada um dos ciclos referentes a menor inclinação do tronco foram de 22 graus para o primeiro ciclo, 19 graus para o segundo e 17 graus para o terceiro. Entre a inclinação mínima e máxima do tronco a amplitude apresentada no movimento para o primeiro ciclo foi de 11 graus, 13 graus no segundo ciclo e de 15 graus no terceiro ciclo. O coeficiente de variação entre os ciclos foi de 19,82%.

Entre a primeira e segunda análise os resultados apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,000$ ) nos valores dos ângulos referentes a inclinação do tronco. Isso se deve a intervenção de duas semanas que, embora em fase adaptativa em todos os momentos a ênfase foi na correção da postura durante todos os tipos de exercícios em deslocamento no meio líquido, apresentando uma melhora significativa na inclinação do tronco, tanto no início dos ciclos quanto na inclinação máxima. O mesmo ocorreu entre a segunda e

terceira análise, apresentando também diferença estatisticamente significativa para  $p=0,000$ . Embora tivesse passado da fase adaptativa do movimento e com o meio líquido, devido a grande ênfase na postura durante o deslocamento, assim como o sujeito 2, o sujeito 4 também apresentou melhorias no padrão deste movimento.

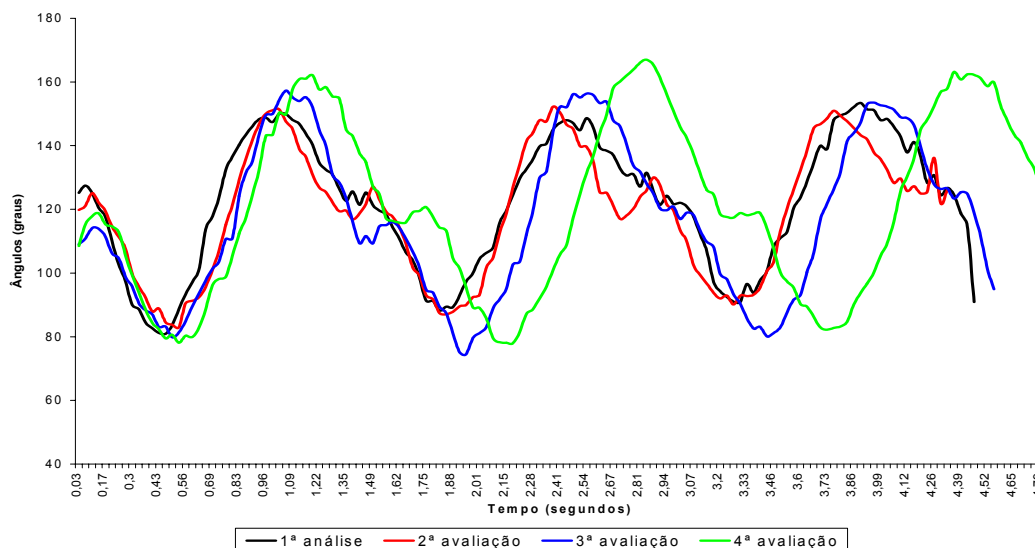
Na terceira análise os dados apresentaram variação entre os ciclos de 15,16% em relação às análises 1 e 2. No início do primeiro ciclo o sujeito 4 apresentou inclinação do tronco de 14 graus, enquanto que, no segundo e terceiro ciclo a inclinação foi de 13 graus. Os valores de amplitude nos três ciclos foram: 14 graus no primeiro e segundo ciclo e de 14 graus no terceiro ciclo.

Na última análise o início do primeiro ciclo apresentou uma inclinação de 17 graus, enquanto que, no segundo e terceiro ciclo a inclinação foi de 14 graus. A amplitude do movimento referente ao primeiro ciclo foi de 8 graus, no segundo ciclo de 12 graus e no último ciclo, a amplitude foi de 13 graus. O coeficiente de variação entre os ciclos foi de 10,61%.

Entre a terceira e última análise os dados não apresentaram diferença estatisticamente significativa com  $p=0,97$ . Isso comprovou que houve estabilização no padrão do movimento representado pelos valores dos ângulos referentes a inclinação do tronco apresentados a partir da terceira análise.

Na Figura 34 o gráfico representa os valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos do sujeito 4.

Todas as curvas apresentaram a mesma trajetória, diferenciando nos valores dos ângulos articulares do cotovelo (amplitude) e no tempo em que cada ciclo teve seu início e fim.



**Figura 34** Valores médios em cada análise para o ângulo do cotovelo direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 4.

Na primeira análise, o valor entre a extensão máxima do cotovelo à flexão máxima nos três ciclos foram: 67 graus no primeiro ciclo, 59 graus no segundo ciclo e de 60 graus no último ciclo. A variação entre os ciclos foi comprovada pelo valor apresentado no coeficiente de variação, sendo  $CV=7,03\%$ .

Na segunda análise os valores apresentados correspondentes à amplitude do movimento para o primeiro ciclo foram de 70 graus, no segundo ciclo de 65 graus e no terceiro ciclo o movimento apresentou 61 graus de amplitude. A variação entre os ciclos na segunda análise foi de  $6,4\%$ .

Entre a primeira e a segunda análise as curvas apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos valores dos ângulos para  $p=0,00$ , apresentando maiores flexões e extensões do cotovelo durante o deslocamento na primeira análise em relação a segunda.

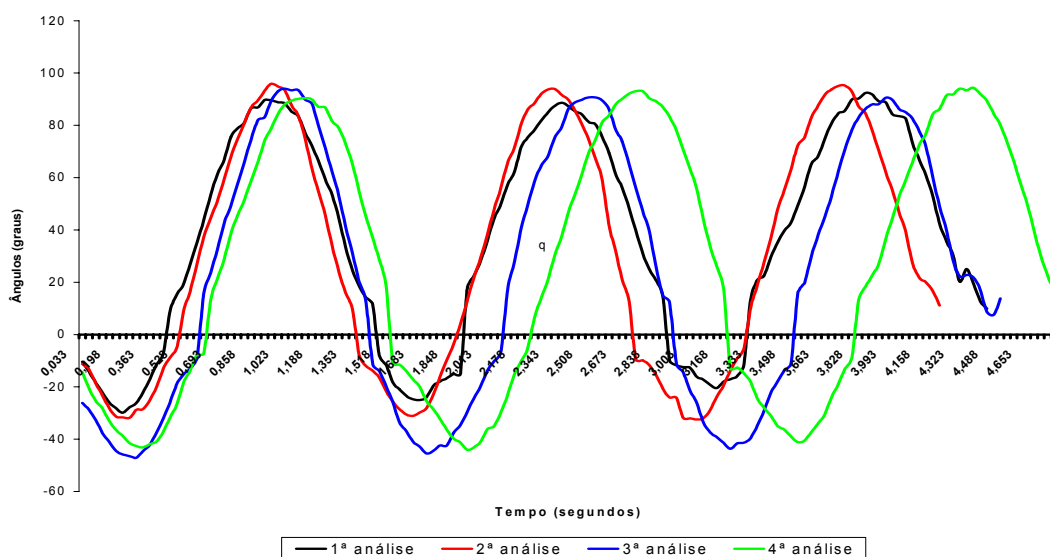
Na terceira análise a variação entre os ciclos foi de  $7,7\%$  e os valores de amplitude foram respectivamente de 77 graus, 81 graus e 73 graus para o primeiro, segundo e terceiro ciclo.

Entre a segunda e terceira análise os dados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos valores dos ângulos articulares ( $p=0,13$ ), caracterizando estabilização do movimento após a terceira semana de intervenção.

Na última análise, a amplitude entre a flexão máxima e a extensão máxima do cotovelo apresentou variações nos valores dos ângulos articulares de 84 graus no primeiro ciclo, 89 graus no segundo ciclo e 81 graus no terceiro ciclo. A variação entre os ciclos nesta análise foi de 4,88%.

Entre a terceira e quarta análise os dados também não apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,22$ ) no padrão do movimento. Isso comprova que após a segunda análise o programa instrucional apresentou efeito positivo na melhoria do padrão do movimento, diminuindo a diferença entre os ciclos e estabilizando o padrão das curvas referentes às flexões e extensões do cotovelo.

A Figura 35 mostra os valores médios das passagens em cada análise para o ângulo do ombro direito (graus) no plano sagital através da representação das curvas durante os três ciclos para o sujeito 4.



**Figura 35** Valores médios em cada análise para o ângulo do Ombro direito (graus) no plano sagital durante os três ciclos de passada do sujeito 2.

Observou-se na Figura 35 que o comportamento das curvas apresentadas através dos valores dos ângulos articulares do ombro em todas as análises foram semelhantes, no entanto, apresentando diferenças nos valores do coeficiente de variação entre os ciclos de cada análise.

A amplitude entre a extensão máxima e flexão máxima em cada um dos ciclos e nas análises foram: primeiro ciclo, segundo e terceiro ciclo da primeira

análise, amplitudes de 121 graus, 115 graus e 113 graus consecutivamente; na segunda análise, as amplitudes foram de 128 graus para o primeiro ciclo, 125 graus para o segundo ciclo e 127 graus para o terceiro ciclo; na terceira análise, no primeiro ciclo a amplitude foi de 141 graus, 135 graus no segundo ciclo e 133 graus no último ciclo e, por fim, na quarta análise a amplitude do movimento para o primeiro ciclo foi de 132 graus, 137 graus no segundo ciclo e 135 graus para o último ciclo.

O coeficiente de variação apresentado entre os ciclos na primeira análise foi de 34,48%, na segunda análise a variação foi de 28,38%, na terceira análise 30% e na última análise a variação entre os ciclos foi de 24,27%. Nota-se que a partir de cada período de programa instrucional realizado entre as análises, os coeficientes de variação diminuíram, caracterizando maior sincronia no padrão do movimento em deslocamento entre os ciclos de cada uma das análises.

Entre a primeira e segunda análise, os dados não apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p=0,00$ ) entre os valores angulares correspondentes ao movimento. O mesmo ocorreu entre a segunda e terceira análise, apresentando um  $p=0,01$ . Já, entre a terceira e última análise, os dados não sofreram variações entre as análises, não apresentando diferença significativa entre elas ( $p=0,55$ ). Após a terceira análise e a quarta semana de intervenção o movimento estudado apresentou estabilização no seu padrão referente aos valores dos ângulos articulares do ombro direito.

Todas as variações entre os ciclos, em cada uma das análises referentes ao sujeito 4 estão apresentados na Tabela 14 pelos coeficientes de variação.

Tabela 14

*Valores dos coeficientes de variação (CV) para os três ciclos no plano sagital entre as passagens em frente ao visor, para o sujeito 4.*

Ângulos articulares	CV (%)	CV (%)	CV (%)	CV (%)
	1ª análise	2ª análise	3ª análise	4ª análise
Cotovelo	7,03%	6,4%	7,7%	4,88%
Inclinação tronco	11,69%	19,82%	15,16%	10,61%
Joelho	7,16%	6,45%	6,21%	5,58%
Ombro	34,48%	28,38%	30%	24,27%
Quadril	5,35%	5,38%	5,15%	4,69%

Os dados apresentados na Tabela 14 mostraram maiores variações entre os ciclos na articulação do ombro e na inclinação do tronco. Já, a menor variação entre os ciclos foi para o ângulo do quadril.

Nota-se que através dos dados apresentados houve uma tendência à diminuição nos valores do coeficiente de variação a cada análise com as intervenções realizadas. Acredita-se que, à medida que o movimento foi sendo aprimorado, pois houver uma diminuição no coeficiente de variação entre os ciclos, correspondendo a movimentos estáveis e sincrônicos.

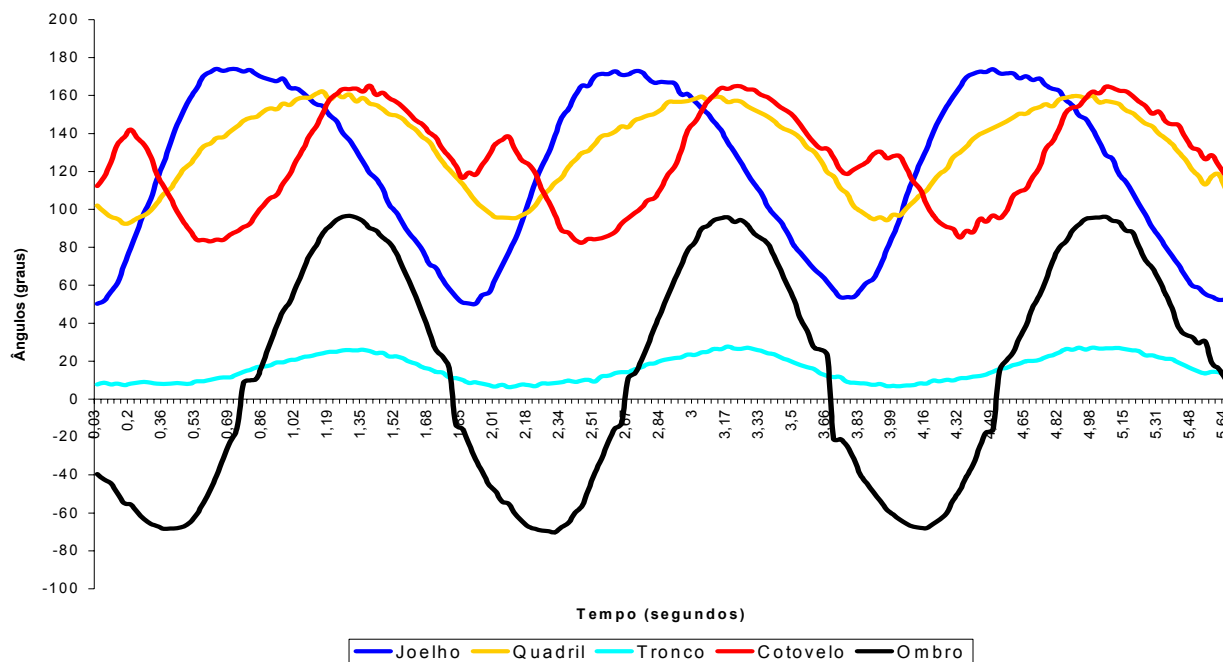
No próximo item serão apresentados os modelos biomecânicos referentes ao comportamento de todos os ângulos articulares analisados durante o deslocamento para todos os sujeitos.

#### Modelo biomecânico

Após a apresentação e descrição dos valores encontrados em cada uma das articulações recrutadas durante o deslocamento no item anterior, nesta etapa do trabalho serão apresentados os modelos do movimento realizado, buscando descrevê-los de acordo com o comportamento de cada articulação por sujeito, bem como, as relações existentes entre as articulações. Além disso, serão apresentados quantitativamente os ângulos mínimos, máximos e a amplitude em cada movimento, e a descrição qualitativa de como ocorreu este movimento estudado.

Todos os valores de correlação entre os ângulos articulares para cada sujeito serão encontrados no anexo 10. Todos os dados apresentados para a criação do modelo referem-se aos valores apresentados na última análise de cada sujeito, no entanto, a descrição de como ocorre cada um dos ciclos das articulações isoladas só será realizada para o sujeito 1 e válido para os demais sujeitos. As correlações apresentadas durante toda a discussão referem-se àquelas que corresponderam às diferenças estatisticamente significativas para  $p < 0,01$ .

A Figura 36 apresenta o modelo padrão final da locomoção realizada pelo sujeito 1, correspondendo aos valores de todos ângulos articulares estudados nos três ciclos.



**Figura 36** Padrão final do movimento nos três ciclos do sujeito 1.

Todos os valores dos ângulos apresentados nos três ciclos para todas as articulações do sujeito 1 referem-se a última análise realizada após intervenção.

Para o início de todos os ciclos a posição padrão de referência foi à flexão máxima do joelho. Neste caso, a primeira descrição do movimento foi em relação a esta articulação referente a um ciclo. As demais articulações terão o mesmo instante como foi a referência para o início dos ciclos.

Segue abaixo a descrição das fases de recuperação e de propulsão em cada uma das articulações:

- ◆ **JOELHO:** o início do ciclo foi caracterizado pela posição de flexão máxima do joelho. Iniciando a extensão deste, considerou-se como fase de recuperação até sua extensão máxima. No momento que o ângulo do joelho atinge a extensão máxima, inicia-se a fase de propulsão do joelho, retornando à flexão máxima, completando um ciclo. Portanto, o movimento é cíclico representado

pela flexão/extensão/flexão do joelho, ou seja, fase de recuperação/ fase propulsiva;

- ◆ QUADRIL: no início do ciclo há uma pequena flexão do quadril de aproximadamente 10 graus retornando ao movimento de extensão, até atingir sua extensão máxima, que foi considerada a fase propulsiva. A flexão do quadril até a sua máxima flexão foi considerada a fase de recuperação;
- ◆ TRONCO: no início do ciclo o tronco apresentou sua menor inclinação (menor ângulo) e aumentou gradativamente os valores dos ângulos até atingir a sua inclinação máxima, retornando a posição inicial, completando um ciclo;
- ◆ COTOVELO: a posição em que o cotovelo se encontra no início do ciclo é de aproximadamente 120 graus. Iniciou-se o movimento realizando uma extensão de aproximadamente 20 graus, retornando ao movimento de flexão de aproximadamente 60 graus, para posteriormente realizar a extensão (aproximadamente 170 graus). O início da fase de recuperação foi até a extensão máxima, já, a fase de propulsão foi desse instante até atingir a flexão do cotovelo. É importante salientar que, na fase propulsiva ocorre a flexão e extensão do cotovelo no mesmo movimento;
- ◆ OMBRO: no início do ciclo o ombro encontrou-se na fase de transição entre o término da propulsão e início da recuperação. Essa fase foi caracterizada pela posição de aproximadamente 40 graus, direcionando-se até 70 graus, onde atingiu a sua máxima extensão. Após a extensão máxima o ombro realizou um movimento de retorno até uma flexão de aproximadamente 90 graus (flexão máxima). A fase propulsiva foi considerada quando o sujeito atingiu a flexão máxima do ombro até a extensão. Da extensão retornando a flexão considerou-se a fase de recuperação.

Para compreensão do movimento realizado nos três ciclos, serão apresentados os valores mínimos, máximos para os ângulos articulares e amplitude do movimento para cada articulação do sujeito 1 através da Tabela 15.



Tabela 15

Valores referentes às amplitudes articulares nos três ciclos (c1, c2 e c3) do sujeito 1.

Articulação/ciclo	Posição máxima de extensão	Posição máxima de flexão	Amplitude	
Joelho	C1	174°	50°	124°
	C2	173°	51°	122°
	C3	174°	54°	120°
Quadril	C1	162°	102°	60°
	C2	159°	96°	63°
	C3	160°	95°	65°
Tronco	C1	8°	26°	18°
	C2	7°	28°	21°
	C3	7°	26°	19°
Cotovelo	C1	165°	83°	82°
	C2	165°	84°	81°
	C3	164°	85°	79°
Ombro	C1	-40°	96°	136°
	C2	-70°	96°	166°
	C3	-68°	96°	164°

Observou-se na Tabela 15 que as menores amplitudes nos movimentos dos três ciclos foram referentes à inclinação do tronco, enquanto que, as maiores amplitudes foram apresentadas na articulação do ombro e posteriormente na articulação do joelho.

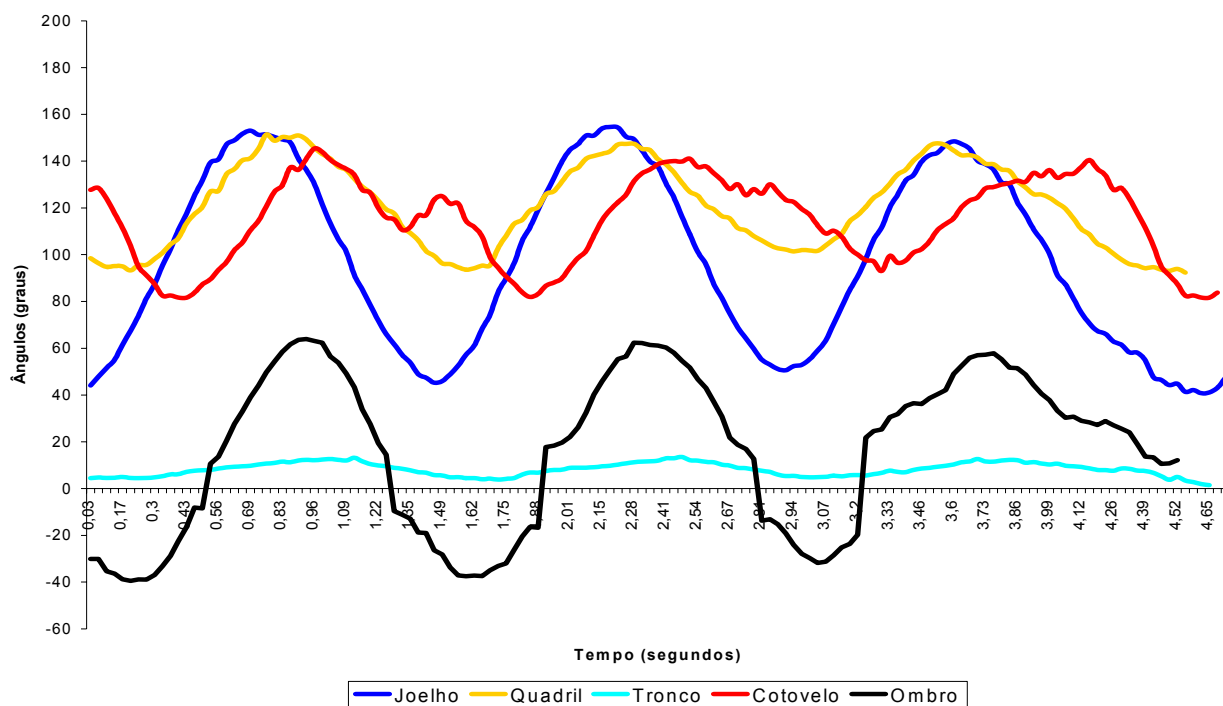
Para saber se o movimento de uma determinada articulação interferiu na ação de outra, utilizou-se uma associação numérica entre duas variáveis que foi representada pelos valores do *coeficiente de correlação de Pearson (r)*.

As correlações apresentadas no anexo 10, mostraram que existe uma relação inversa entre o joelho e o cotovelo ( $r = -0,404$ ) onde, quando o joelho está flexionado caracterizando a fase de recuperação, o cotovelo está em extensão caracterizando a fase propulsiva.

As relações diretas apresentadas pelo coeficiente de correlação foram entre o ângulo do cotovelo com o do ombro ( $r = 0,728$ ); cotovelo com o quadril ( $r = 0,306$ ); cotovelo com o tronco ( $r = 0,685$ ); joelho com o quadril ( $r = 0,607$ ); joelho com o tronco ( $r = 0,264$ ); ombro com o quadril ( $r = 0,841$ ); ombro com o tronco ( $r = 0,975$ ) e quadril com o tronco ( $r = 0,887$ ).

Verificou-se que, as maiores correlações corresponderam aos ângulos que entre eles formam um segmento, como, por exemplo, o ombro, que se relaciona diretamente com o cotovelo e o tronco, formando o segmento do braço.

Na próxima Figura (37) está a representação gráfica do padrão do movimento apresentado pelo sujeito 2 durante o deslocamento, correspondendo ao três ciclos referentes a última análise posterior as intervenções desenvolvidas.



**Figura 37** Padrão final do movimento nos três ciclos do sujeito 2.

Todos os valores dos ângulos apresentados nos três ciclos para todas as articulações do sujeito 2 referem-se a última análise realizada após intervenção.

Para o início de todos os ciclos a posição padrão e de referência foi a flexão máxima do joelho. A descrição das fases de recuperação e de propulsão em cada um dos ângulos articulares e de como o movimento ocorreu foi descrito anteriormente na discussão sobre o sujeito 1. O que diferenciou nas curvas apresentadas na Figura 37 em relação a Figura 36 foram as amplitudes angulares que o movimento apresentou em cada um dos ciclos para cada articulação. Portanto, os valores referentes a posição máxima de extensão, flexão e amplitudes articulares do joelho, quadril, tronco, cotovelo e ombro do sujeito 2 estão apresentados na Tabela 16.

Tabela 16

Valores referentes às amplitudes articulares nos três ciclos (c1, c2 e c3) do sujeito 2.

Articulação/ciclo	Posição máxima de extensão	Posição máxima de flexão	Amplitude	
Joelho	C1	135°	44°	91°
	C2	155°	46°	109°
	C3	150°	51°	99°
Quadril	C1	151°	93°	58°
	C2	147°	94°	53°
	C3	148°	101°	47°
Tronco	C1	13°	4°	9°
	C2	13°	4°	9°
	C3	13°	5°	8°
Cotovelo	C1	145°	82°	63°
	C2	141°	82°	59°
	C3	140°	93°	47°
Ombro	C1	-39°	64°	103°
	C2	-37°	62°	99°
	C3	-31°	58°	89°

Os dados da Tabela 16 apresentaram menores amplitudes nos movimentos dos três ciclos referentes à inclinação do tronco, enquanto que, as maiores amplitudes foram apresentadas na articulação do ombro e joelho.

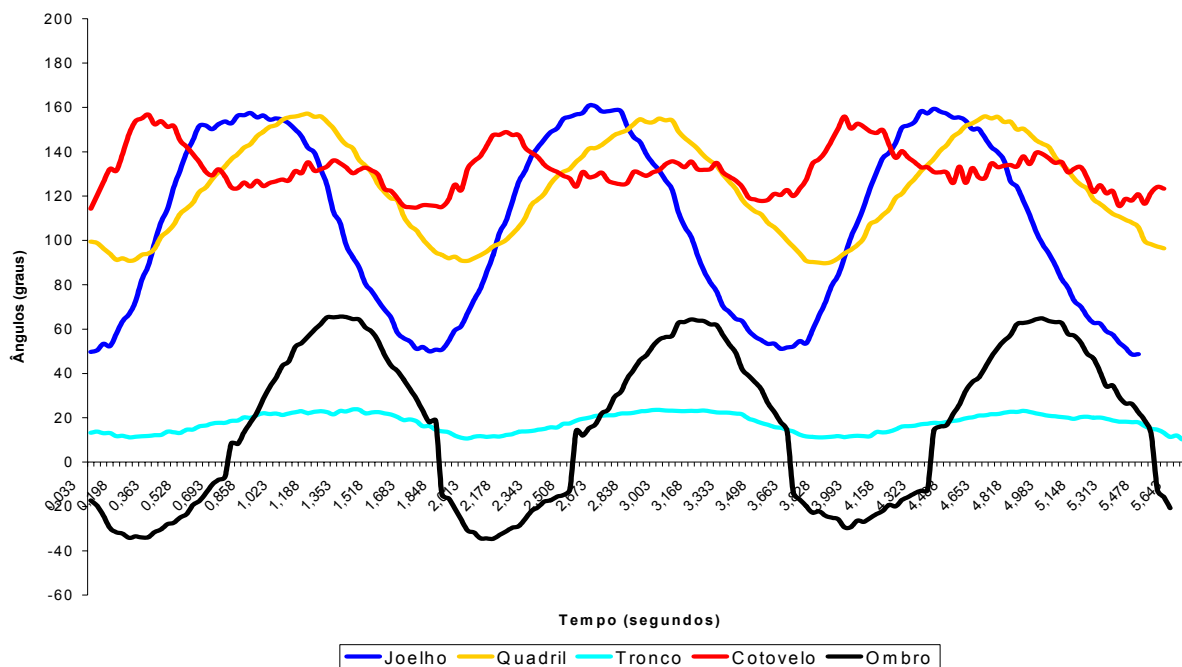
Para saber se o movimento de uma articulação interferiu na ação da outra, utilizou-se uma associação numérica entre duas variáveis e que foi representada pelos valores do *coeficiente de correlação de Pearson (r)*.

As correlações apresentadas no anexo 10, não mostraram nenhuma relação inversa como apresentada para o sujeito 1 entre o joelho e o cotovelo. Todas as relações entre as articulações foram diretas.

As relações diretas apresentadas pelas correlações foram entre o ângulo do cotovelo com o do tronco ( $r = 0,664$ ); cotovelo com o ombro ( $r = 0,522$ ); cotovelo com o quadril ( $r = 0,685$ ); joelho com o tronco ( $r = 0,639$ ); tronco com o ombro ( $r = 0,907$ ); tronco com o quadril ( $r = 0,792$ ); ombro com o joelho ( $r = 0,679$ ); joelho com o quadril ( $r = 0,911$ ) e quadril com o tronco ( $r = 0,831$ ).

Os valores das correlações acima apresentados demonstraram que o comportamento de todos os ângulos articulares que compõem o movimento estudado apresentou uma relação direta entre eles sendo, quando uma articulação está na fase propulsiva ou de recuperação, a articulação correlacionada com ela também está em fase propulsiva ou de recuperação.

As discussões realizadas também são feitas para o sujeito 3 através da apresentação dos valores dos ângulos articulares durante a locomoção referente a três ciclos, sendo representada pela Figura 38.



**Figura 38** Padrão final do movimento nos três ciclos do sujeito 3.

Para o início de todos os ciclos a posição padrão de referência foi a flexão máxima do joelho. A descrição das fases de recuperação e de propulsão em cada uma das articulações e de como o movimento ocorreu foi descrito anteriormente na discussão sobre o sujeito 1. As diferenças nas curvas apresentadas na Figura 38 em relação a Figura 36 e 37 foram nos valores das amplitudes angulares que o movimento apresentou em cada um dos ciclos para cada articulação. Portanto, os valores referentes a posição máxima de extensão, flexão e amplitudes articulares do joelho, quadril, tronco, cotovelo e ombro do sujeito 3 estão apresentados na Tabela 17.

Tabela 17

Valores referentes às amplitudes articulares nos três ciclos (c1, c2 e c3) do sujeito 3.

Articulação/ciclo		Posição máxima de extensão	Posição máxima de flexão	Amplitude
Joelho	C1	157°	50°	107°
	C2	161°	50°	111°
	C3	159°	81°	108°
Quadril	C1	157°	91°	66°
	C2	155°	92°	63°
	C3	155°	90°	65°
Tronco	C1	11°	24°	13°
	C2	11°	24°	13°
	C3	12°	23°	11°
Cotovelo	C1	157°	120°	37°
	C2	149°	115°	34°
	C3	156°	120°	36°
Ombro	C1	-33°	66°	99°
	C2	-33°	64°	97°
	C3	-29°	65°	94°

Na Tabela 17 os dados apresentaram maiores amplitudes nos movimentos dos três ciclos referentes à flexão e extensão máximas do joelho e, menores amplitudes para a inclinação do tronco.

Para saber se o movimento de uma articulação interferiu na ação de outra, utilizou-se o *coeficiente de correlação de Pearson (r)*.

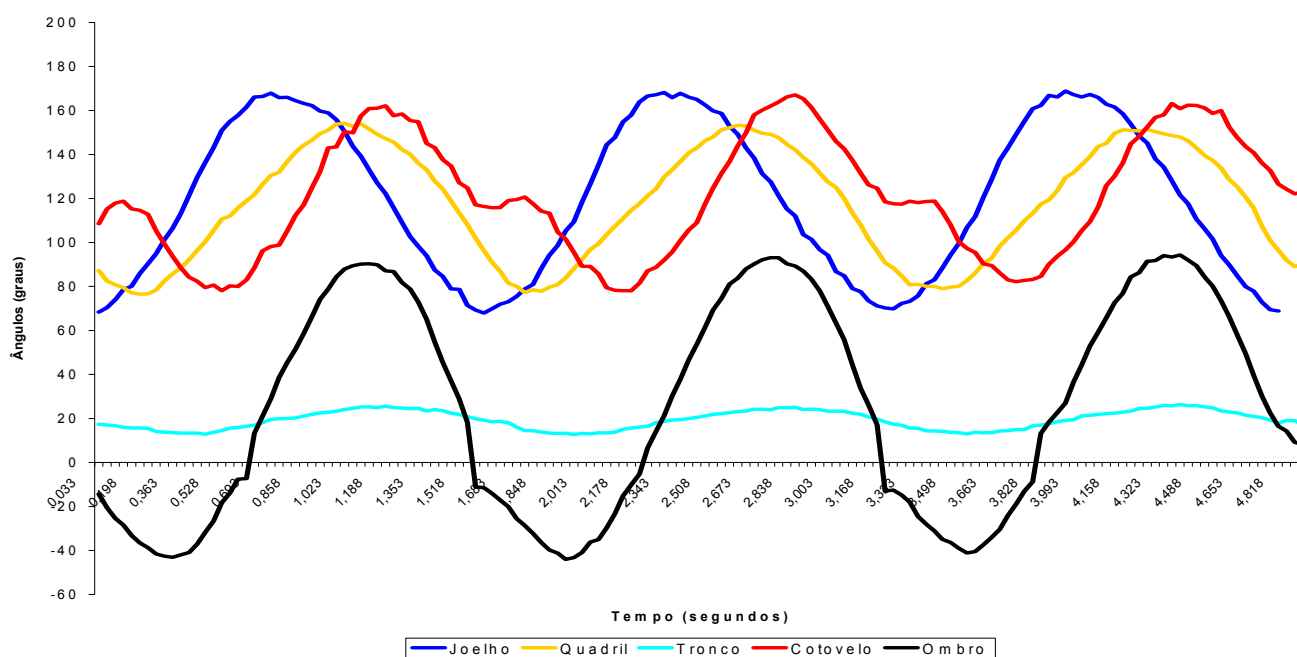
Através das correlações algumas articulações apresentaram relação inversa entre elas. O tronco apresentou  $r = -0,370$  com o cotovelo, ou seja, durante a inclinação mínima do tronco, o cotovelo apresentou flexão máxima; o mesmo aconteceu para o ombro em relação ao cotovelo ( $r = -0,398$ ) e, entre o quadril em relação ao cotovelo ( $r = -0,134$ ). Essas relações inversas corresponderam a não sincronia do movimento durante a locomoção do sujeito 3, pois o esperado seria uma correlação negativa somente entre o cotovelo e o joelho, o que não ocorreu.

As relações diretas apresentadas pelas correlações foram entre o ângulo do cotovelo com o do joelho ( $r = 0,251$ ); tronco com o joelho ( $r = 0,272$ ); tronco com o ombro ( $r = 0,936$ ); tronco com o quadril ( $r = 0,876$ ); joelho com o quadril ( $r = 0,660$ ); ombro com quadril ( $r = 0,736$ ).

Embora algumas articulações não apresentaram sincronia no movimento durante o deslocamento representado pelos valores de correlações negativas, as

outras articulações apresentaram o movimento mais estável representado pelos valores das correlações positivas entre eles.

Na Figura 39, será apresentado o padrão do movimento referente ao sujeito 4.



**Figura 39** Padrão final do movimento nos três ciclos do sujeito 4.

Para o início de todos os ciclos a posição padrão e de referência foi a flexão máxima do joelho. A descrição das fases de recuperação e de propulsão em cada uma das articulações e de como o movimento ocorre foi descrito anteriormente na discussão sobre o sujeito 1. O diferencial no movimento de um sujeito para o outro foram os valores das amplitudes dos ângulos articulares durante o deslocamento. Para o sujeito 4 as amplitudes das articulações durante os três ciclos serão apresentados na Tabela 18.

Tabela 18

Valores referentes às amplitudes articulares nos três ciclos (c1, c2 e c3) do sujeito 4.

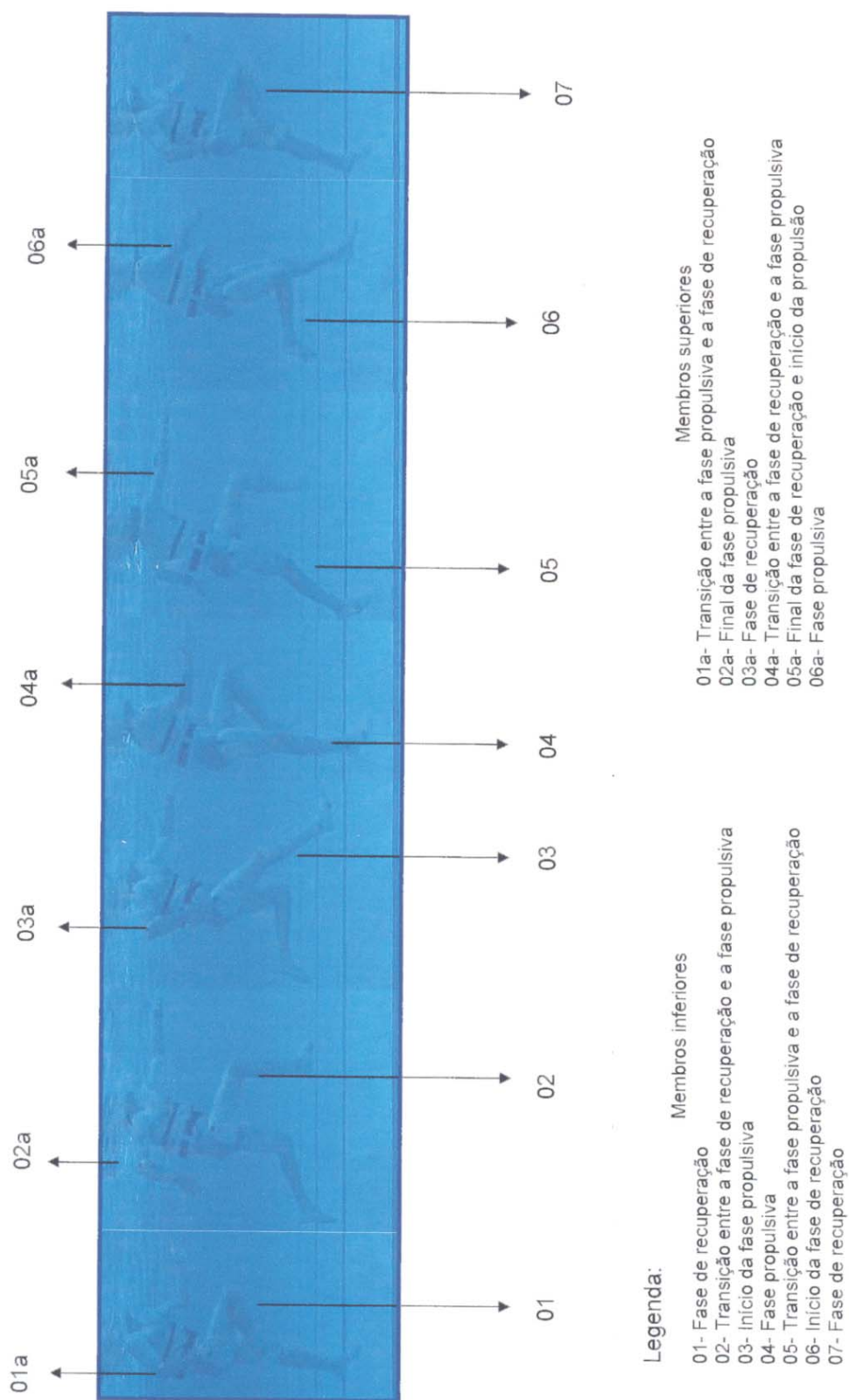
Articulação/ciclo	Posição máxima de extensão	Posição máxima de flexão	Amplitude	
Joelho	C1	168°	68°	100°
	C2	168°	68°	100°
	C3	169°	70°	99°
Quadril	C1	154°	76°	78°
	C2	153°	77°	76°
	C3	151°	81°	70°
Tronco	C1	17°	26°	9°
	C2	13°	25°	12°
	C3	13°	26°	13°
Cotovelo	C1	162°	78°	84°
	C2	167°	78°	89°
	C3	163°	82°	81°
Ombro	C1	-42°	90°	132°
	C2	-44°	93°	137°
	C3	-41°	94°	135°

Os dados apresentaram maiores amplitudes nos movimentos dos três ciclos referentes à flexão e extensão máximas do joelho e do ombro, e menores amplitudes em relação à inclinação do tronco.

Em relação às correlações entre as articulações, assim como os dados apresentados para o sujeito 1, o sujeito 4 também apresentou relação inversa entre o joelho e o cotovelo, através da correlação negativa. Entre estas duas articulações a correlação apresentada foi de  $r = -0,295$ .

As relações diretas apresentadas pelas correlações foram entre o ângulo do cotovelo com o do tronco ( $r = 0,864$ ); cotovelo com o ombro ( $r = 0,800$ ); cotovelo com o quadril ( $r = 0,547$ ); tronco com o ombro ( $r = 0,966$ ); tronco com o quadril ( $r = 0,660$ ); joelho com o ombro ( $r = 0,277$ ), joelho com o quadril ( $r = 0,586$ ) e, entre o ombro e o quadril ( $r = 0,927$ ).

Após a descrição do movimento referente aos ângulos articulares dos sujeitos somente no lado direito destes, na Figura 40 será possível a visualização da locomoção completa para os dois lados do plano sagital, referente a um ciclo.



**Figura 40** Representação do padrão do movimento completo.



## CAPÍTULO V

### CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Tendo em vista os propósitos estabelecidos neste trabalho e os resultados obtidos, podemos apresentar e sintetizar as conclusões:

- Em termos de desempenho fisiológico pode-se observar através dos resultados obtidos que as atividades propostas durante os dois meses de programa instrucional e que tiveram como base a locomoção semelhante a marcha podem proporcionar aqueles que praticam essa atividade em ambiente aquático melhorias na capacidade cardiorrespiratória ( $VO_2máx$ ) e pouca diferença na composição corporal representada neste caso pelo percentual de gordura e densidade corpórea.

No desempenho e aprendizado do movimento estudado concluiu-se que:

- Existem dificuldades nas análises do movimento estudado, primeiramente, pela impossibilidade de uma análise mais completa como seria o caso da análise tridimensional ao invés da bidimensional; os prováveis erros da digitalização manual pela dificuldade de visualização dos pontos anatômicos de referências quando o sujeito estava em movimento no meio líquido e a impossibilidade de demarcação (pela queda durante a locomoção) dos pontos nas articulações do pé e da mão, o que tornaria o estudo mais completo.

- Em relação ao desempenho e aprendizado do movimento, os quatro sujeitos apresentaram maior facilidade no aprendizado do movimento do joelho e quadril, até pelo movimento ser semelhante ao da marcha, porém, com maiores amplitudes nos valores dos ângulos articulares; já, a maior dificuldade foi na estabilização do movimento em relação à inclinação do tronco e a sincronia do movimento do cotovelo.
- A diferenças existentes entre a locomoção no meio líquido em suspensão em relação à marcha tanto em terra quanto na piscina de baixa profundidade foram: **os apoios**, que em terra são realizados pelo pé enquanto que na água, estando o sujeito suspenso, é em toda a superfície do corpo submerso e no flutuador utilizado; a **participação dos membros superiores** não é considerada nos estudos realizados, como se não houvesse a participação destes, enquanto que no meio líquido a participação destes é um fator das forças propulsivas assim como a força realizada pelos membros inferiores; os movimentos realizados nas fases de recuperação e propulsão no meio líquido requerem uma contração muscular concêntrica, enquanto que na marcha as contrações são excêntricas, isométricas e concêntricas.
- O movimento analisado não pode ser denominado marcha ou caminhada, pois não há presença das forças contínuas de reação do solo que apoiam o corpo e o movimento periódico de cada um dos pés de uma posição de apoio para a seguinte na direção de progressão. Portanto pode-se afirmar que é uma forma de locomoção, que segundo Cooper e Glassow (1973), inclui todas as atividades em que o corpo se move por ações de suas próprias alavancas e com a ajuda da gravidade e que apresenta alterações sucessivas nas bases de apoio e nas forças propulsivas dos membros superiores e inferiores.

Caracterizado o modelo e determinada a nomenclatura do movimento estudado concluiu-se que a maioria dos autores que vem estudando esta forma de locomoção seja nas variáveis biomecânicas ou fisiológicas nas diferentes velocidades parecem estarem equivocados quanto à nomenclatura utilizada para

a locomoção em suspensão, denominando como caminhada, marcha, trote ou corrida, subentendendo a existência do contato dos pés no fundo da piscina.

Considerando-se os resultados obtidos neste estudo sugere-se o seguinte:

- Realização de novas investigações a respeito do movimento estudado, principalmente nas variações dos ângulos articulares em diferentes faixas etárias, a fim de saber se o padrão da locomoção apresentado nesta pesquisa será semelhante às demais que possam ser realizadas, e também como os pesquisadores interpretam cada uma das fases (propulsiva e de recuperação) durante o deslocamento para cada segmento corporal em movimento.
- Realização de estudos que possibilitem quantificar a força exercida pelos membros superiores e membros inferiores durante a locomoção em suspensão no meio líquido.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aboarrage, N. (2003). *Hidro treinamento*. Rio de Janeiro: Shape.
- Alfieri, R.G. & Duarte, G.M. (1993). *Marcondes: Exercício e o coração*. Rio de Janeiro: Cultura Médica. 2ª ed.
- Alvarez, B.R. & Pavan, A.L. (2003). *Alturas e comprimentos*. In: Petroski, E.L. (2003). *Antropometria: técnicas e padronizações*. Porto Alegre: Pallotti, (31-45).
- Amadio, A.C. & Duarte, M. (1996). *Fundamentos biomecânicos para análise do movimento*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica- EEFUSP.
- American College Of Sports Medicine (1996). *Manual para teste de esforço e prescrição de exercício*. Rio de Janeiro: Revinter. 4ªed.
- Bastos, L.R., Paixão, L. & Fernandes, L.M. (2000). *Manual para elaboração de projetos e relatórios de pesquisa, teses e dissertações*. Rio de Janeiro: Zahar.
- Baum, G. (2000). *Aquaeróbica: Manual de Treinamento*. São Paulo: Manole.
- Bäumler, G. & Schneider, K. (1989). *Biomecânica deportiva: fundamentos para el estudio y la práctica*. Barcelona: Martinez Roca.
- Becker, B.E. & Cole, A.J. (2000). *Terapia aquática moderna*. São Paulo: Manole.
- Bonachela, V. (1999). *Manual básico de hidroginástica*. Rio de Janeiro: Sprint.
- Butts, N.K.; Tucker, M. & Greening, C. (1991). Physiologic responses to maximal treadmill and deep water running in men and women. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(6), 612-614.
- Campbell, D.T & Stanley, J.C. (1979). *Delineamentos experimentais e quase-experimentais de pesquisa*. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo.
- Campion, M.R. (1990). *Adult hydrotherapy- apractical approach*. Heinemann Oxford: Medical Books.
- Campos, M.H. (2001). *Aspectos biomecânicos do andar e do correr em meio aquático*. Monografia apresentada ao Departamento de Esporte da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (On-line).  
**Disponível:** <http://www.usp.br/eef/lob/mario01>

Capozzo, A.; Marchetti, M. & Tosi, V. (1992). *Biocomotion: A century of research using moving pictures*. Roma: Promograph.

Caputo, F.; Lucas, R.D.; Greco, C.C.; Denadai, B.S. (2000). Características da braçada em diferentes distâncias no estilo crawl e correlações com a performance. *Revista Brasileira Ciência e Movimento*, 8(3), 7-13.

Carmo, C.; Fernandes, R. & Vilas-Boas, R. (2001). Natação Sincronizada: quantificação da força máxima na remada americana executada na posição vertical invertida. Buenos Aires: *Revista Digital*. 7(34).

**Disponível:** <http://www.efdeportes.com>

Cho, S. H.; Park, J. M. & Kwon, O. Y. (2004). Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics*, 19(2), 145-152.

Corsino, E.L.; López, R.S. & Varene, P. (1995) La evaluación de la respuesta fisiológica y metabólica mediante procedimientos ergométricos: Ambiente aire vs ambiente agua. *Archivos de Medicina del Deporte*, 12 (45), 29-38.

Cooper, J.M. & Glassow, R.B. (1973). *Kinesiologia*. Buenos Aires: Panamericana.

Counsilman, J.E. (1984). *A natação: ciência e técnica para preparação de campeões*. Rio de Janeiro: Livro Líbero-Americano. 2ª ed.

Degani, A.M. & Barela, J.A. (2001). Parâmetros espaço-temporais e angulares do andar de indivíduos idosos em ambiente aquático. *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica* (pp.152-157). Gramado, v.2.

Donskol, D. & Zatsiorski, V. (1988). *Biomecánica de los ejercicios físicos*. Habana: Pueblo y Educación.

Ervilha, U.F.; Duarte, M. & Amadio, C.A. (1999). Estudo do padrão da intensidade do sinal eletromiográfico e da variação angular do joelho durante a marcha humana dentro e fora da água no domínio temporal. *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica* (pp. 471-476). Florianópolis.

Ervilha, U.F.; Duarte, M. & Amadio, C.A. (2002). Cinemática da articulação do joelho e atividade eletromiográfica de músculos do membro inferior durante a marcha em ambiente aquático e terrestre. *Brazilian journal of Biomechanics*, 3(4), 21-26.

Evans, B.W.; Cureton, K.J. & Purvis, J.W. (1978). Metabolic and circulatory responses to walking and jogging in water. *Res. Q.* 49, 442.

Fox, E.L.; Bowers, R.W. & Foss, M.L. (1991). *Bases fisiológicas da educação física e dos desportos*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 4ªed.

Gehm, F.; Becker, R.A.; Martinez, F.G. & Loss, J.F. (2003). Análise cinemática da marcha humana em ambiente aquático- Parte I: terra X água. *Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica* (pp. 107-110). Ouro Preto. v.1.

Gleim, G.W. & Nicholas, J.A. (1989). Metabolic costs and heart rate responses to treadmill walking in water at different depths and temperatures. *American Journal Sports Medicine*, 17, 248-252.

Green, J.H.; Cable, N.T. & Elms, N. (1990). Heart rate and oxygen consumption during walking on land and in deep water. *Journal Sports Medicine and Physical Fitness*, March. 49-52.

Hall, S. (1993). *Biomecânica Básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Hamer, P.W. & Morton, A.R. (1990). Water-Running: Training effects and specificity of aerobic-anaerobic and muscular parameters following an eight-week interval training programme. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(1), 13-22.

Hamill, J. & Knutzen, K.M. (1999). *Bases biomecânicas do movimento humano*. São Paulo: Manole.

Harrison, R.A.; Hillman, M.; Bulstrode, S. (1992). Loading of the lower limb when walking partially immersed: implications for clinical practice. *Physiotherapy*, 78 (3), 164-166.

Hay, J.G. & Reid, J.G. (1985). *As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Heigenhauser, G.F.; Boulet, D.; Miller, B. & Faulkner, J.A. (1977). Cardiac outputs of post-myocardial infarction patients during swimming and cycling. *Medicine Science in Sports Exercise*, 9(3), 143-147.

Heneine, I.F. (1984). *Biofísica básica*. Rio de Janeiro: Atheneu.

Hertler, L.; Provost-Craig, M.; Sestili, D.; Hove, A., & Fees, M. (1992). Water running and the maintenance of maximum oxygen consumption and leg strength in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5s), s23 Abstract N°. 136.

Heyward, V.H. & Stolarczyk, L.M. (1996). *Applied body composition assessment*. Human Kinetics Publishers: Champaign.

Inman, V.T.; Ralston, H.J & Todd, F. (1998). Locomoção humana. In: Rose, J. & Gamble, J.G. (eds): *Marcha Humana*. São Paulo: Premier.

Ito, S. & Okuno, K. (2003). A fluid dynamical consideration for armstroke in swimming. *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*, University of Saint-Etienne, France, 39-44.

Johanson, M.E. (1998). Laboratório de marcha: estrutura e coleta de dados. In: Rose, J. & Gamble, J.G. (eds): *Marcha Humana*. São Paulo: Premier

Kruel, L.F.K. (1994). *Peso hidrostático e frequência cardíaca em pessoas submetidas a diferentes profundidades de água*. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Santa Maria, UFSM, Santa Maria.

Kruel, L.F.K.M; Moraes, E.Z.C.; Ávila, A.O.V., & Sampedro, R.M.F.(2001). Alterações fisiológicas e biomecânicas em indivíduos praticando exercícios de hidroginástica dentro e fora d'água. Santa Maria: *Kinesis*, 104-154.

Leakey, M. & Walker, A. (1997). Early hominid fossils from Africa. *Scientific American* , 276 (6), 74–79

Leite, P.F. (1990). *Prevenção e reabilitação: aptidão física, esporte e saúde*. São Paulo: Robe Editorial, 64-79

Lelas, J.L.; Merriman, G.J.; Riley, P.O. & Kerrigan, D.C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait & Posture*, 17(2), 106-112

Lohman, T.G.; Roche, A.F. & Martorell, R. (1991). *Anthropometric standardization manual*. Champaign. Human Kinetics Books.

Lopes, E.W.; Silveira, L.; Faria, O.B.; Gobatto, C.A. & Cunha, S.A. (1995). Utilização de variáveis cinemáticas correlacionadas a parâmetros metabólicos no futebol. *Anais do VI Congresso Brasileiro de Biomecânica* (pp. 20-26). Brasília.

McArdle, W.D.; Katch, F.I. & Katch, V.L. (1998). *Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Magee, D.D. (2002). *Avaliação Musculoesquelética*. São Paulo: Manole

Maglischo, E.W. (1986). *Nadar mas rapido: tratado completo de natacion*. Barcelona: Hispano Europea, S.A.

Matos, M.A. (1990). Controle experimental e controle estatístico: a filosofia do caso único na pesquisa comportamental. *Ciência e Cultura*, 42(8), 585-592.

Mercer, J.A. (s.d.) *Biomechanical Comparison of Deep Water and Treadmill Running* (On-line).

<http://www.unlv.edu/faculty/mercer/research.html>

Mercer, J.A.; Jensen, R.L. & Fromme, C.F. (1994). Prediction of exercise prescription for deep water running (DWR) based on treadmill running (TMR). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(5s), s10 Abstract N°. 60.

Mercer, J.A. & Jensen, R.L. (1998). Heart Rates at equivalent submaximal VO<sub>2</sub> do not differ between deep water running and treadmill running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 12(3), 121-165.

Michaud, T.J.; Brennan, D.K. & Wilder, R.P. (1995). Aqua running and gains in cardiorespiratory fitness. *Journal Strength Conditioning Res.* 9, 78.

Morrow, J.R.J; Jackson, A.W.; Disch, J.G. & Mood, D.P. (2003). Medida e avaliação do desempenho humano. Porto Alegre: Artmed.

Musulini, A.; Giordano, S. & Sardella, F. (1999). La corsa in acqua profonda: Un'indagine sperimentale sull'allenamento basato sulla corsa in acqua. *Rivista di Cultura Sportiva*, n.45-46, 89-95.

Nahas, M. V. (2003). *Atividade Física, saúde e qualidade de vida*. 2ª ed. Londrina: Midiograf.

Nigg, B.M.; Fischer, V. & Ronsky, J.L. (1994). Gait characteristics as a function of age and gender. *Gait & Posture*, 2(4), 213-220.

Novacheck, T.F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.

Nunes, F.P. (1991). Abordagens metodológicas atuais de pesquisa. *Anais do III Congresso Nacional de Biomecânica e II Encontro Mineiro de Biomecânica* (pp. 41-45). Juiz de Fora.

Palmer, M.L. (1990). *A ciência do ensino da natação*. São Paulo: Manole.

Pate, R.R. (1988). The evolving definition of physical fitness. *Quest*, 40, 174-179.

Petroski, E.L. (1995). *Desenvolvimento e validação de equações generalizadas para a estimativa da densidade corporal em adultos*. (Tese de Doutorado), Doutorado em Educação Física, UFSM, Santa Maria, RS.

Petroski, E.L. (2003). *Antropometria: técnicas e padronizações*. Porto Alegre: Pallotti.

Rab, G.T. (1994). Muscle. In: Rose, J. & Gamble, J.G. (eds): *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Ramalho, Jr.A. (1997). Laboratório de marcha- situação atual e perspectivas futuras. In: Saad, M. & Batistella, L. R. *Análise da marcha: Manual do Comitê de Análise de Movimento da Sociedade Brasileira de Medicina Física e Reabilitação*. São Paulo: Lemos-Editorial.

Randall, L.W.; Robert, J.M.; Bradley, E.S.; Dae, T.L. & Nicholas, A.C. (1996). Influence of water run training on the maintenance of aerobic performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28(8), 1056-1062.

Reina, M.J.M. (2004). Medición del ritmo mediante um programa informativo. Aplicación em músicos y gimnastas. *Apunts. Educación Física y Deportes*, 76, 5-12.

Ribeiro, J.P. & De Rose, E.H. (1983). Avaliação da capacidade de processamento de energia: Sistemas aeróbico e anaeróbico. In: Pini, M. C.: *Fisiologia Esportiva*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2ª ed.

Riehle, H. (1979). *Die biomechanik der wirbel saule beim trampolinturmen*. Sankt Augustin: Verlag Hans Richarz.

Ritchie, S.E. & Hopkins, W.G. (1991). The intensity of exercise in deep-water running. *Journal Sports Medicine*, 12, 27-29.

Rocha, J.C.C. (1999). *Hidroginástica: Teoria e prática*. Rio de Janeiro: Sprint.



- Sá, S.M.N.B. (1987). *Construção de m instrumento para medir a força da braçada do nadador*. Monografia de Especialização em Biomecânica, UFSM, Santa Maria.
- Sánchez, J.C.C; Murcia, J.A.M. & Vidal, J.V. (2000). Fitness acuático: uma alternativa a las gimnasias de mantenimiento. *Educación Física y Deportes*, 62, 68-79.
- Sanders, R.H. (1999). Hydrodynamic characteristics of a swimmer's hand. *Journal Of Applied Biomechanics*, 15, 3-26.
- Sanders, M.E. (2000). The floor. *Acsm's Health & Fitness Journal*, 4(2), 33-36.
- Santos, C.A. (1996). *Natação- Ensino e aprendizagem*. Rio de Janeiro: Sprint.
- Serrão, J.C.(2001). Locomoção Humana: Em Busca da Identificação de Parâmetros Reguladores do Controle e Geração do Movimento. *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica* (pp. 15-19). Gramado.
- Schmidt, R.A. & Wrisberg, C.A. (2001). *Aprendizagem motora: uma abordagem da aprendizagem baseada no problema*. Porto Alegre: Artmed. (39-64)
- Shames, I.H. (1973). *Mecânica dos fluídos: princípios básicos*. São Paulo: Edgard Blucker.
- Sheldahl, L.M.; Tristani, F.E.; Clifford, P.S.; Kalbfleisch, J.H.; Smits, G.; Hughes, C.V. (1986). Effect of head-out water immersion on response to exercise training. *Journal Applied Physiology*, 60(6), 1878-1881.
- Siri, W.E. (1961). Body composition from fluid space and density. In.: Brozek & Hanschel, A. (Eds.), *Techniques for measuring body composition* (p.223-224). Washington, D.C. national Academy of Science.
- Skinner, A.T. & Thomson, A.N. (1985). *Duffield: Exercícios na água*. São Paulo: Manole.
- Sova, R. (1998). *Hidroginástica na terceira idade*. São Paulo: Manole.
- Sutherland, D.H.; Kaufman, K.R & Moitza, J.R (1994). Kinematics of normal human walking. In: Rose, J. & Gamble, J.G. (eds): *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Svedenhag, J. & Seger, J. (1992). Running on land and in water: comparative exercise physiology. *Medicine Science in Sports Exercise*, 24(10),1155-1160.
- Tardieu, C.; Aurengo, A. & Tardieu, B. (1993). New method of 3D analysis of bipedal locomotion for the study of displacements of the body and body-parts centers of mass in man and non-human primates: evolutionary framework. *American Journal of Physical Anthropology*, 90 (4), 455-476.
- Tawney, J.W. & Gast, D.L. (1984). *Single subject research in special education*. Columbus (OH): Charles E. Merrill.

Tebexreni, A.S.; Lima, E.V.; Tambeiro, V.L & Neto, T.L.B. (2001). Protocolos tradicionais em ergometria, suas aplicações práticas “versus” protocolo de rampa. *Revista. Soc. Cardiologia Estado de São Paulo*, 11(3), 519-528.

Tenorio, P.G. & Loureda, R.A. (2001). Beneficios de la carrera em agua pofunda em sujetos sedentarios después de ocho semanas de entrenamiento. *Archivos de Medicina del Deporte*, 18(83), 189-195.

Thein, J.M. & Brody, L.T. (1998). Aquatic-based rehabilitation and training for the elite athlete. *Clinical Commentary*, 27(1),32-41

Toussaint, H.M. & Hollander, A.P. (1994). Energetics of competitive swimming: implications for training programmes. *Journal Sports Medicine*, 18 (6), 384-405.

Town, G.P. & Bradley, S.S. (1991). Maximal metabolic responses of deep and shallow water running in trained runners. *Medicine Science in Sports & Exercise*, 23,238-241.

Vasiljev, I.A. (1997). *Ginástica aquática*. São Paulo: Fontoura.

Vaughan, C.L.; Davis, B.L. & O'Connor, J.C. (1992). *Dynamics of human gait*. Illionois: Human Kinetics Publishers Champaign.

Watson, A.W.S. (1986). *Aptidão física e desempenho atlético*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Weineck, J. (1991). *Biologia do esporte*. São Paulo: Editora Manole.

Whitley, J.D. & Schoene, L.L. (1987). Comparison of heart rate responses- water walking versus treadmill walking. *Journal American Physical Therapy Association*, 10, 1501-1504.

Wilder, R.P. & Brennan, D.K. (2000). In: Becker, B.E. & Cole, A.J.(2000). *Terapia aquática moderna*. São Paulo: Manole, (125-136).

Wilson, B. & Thorp, R. (2003). Active drag in swimming. *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*, University of Saint-Etienne, France,15-20

**ANEXO I** Aprovação Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos



MINISTÉRIO DA SAÚDE  
Conselho Nacional de Saúde  
Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP

077104  
31/00

FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

<b>Projeto de Pesquisa:</b> "Caracterização e análise do desempenho da marcha realizada no meio líquido"			
<b>2. Área de Conhecimento</b> Educação Física		<b>3. Código:</b> 4.09	<b>4. Nível:</b> Diagnóstico
<b>5. Área (s) Temática (s) Especial (s)</b> Não se aplica		<b>6. Código (s):</b> Não se aplica	<b>7. Fase:</b> Não se aplica
<b>8. Unitermos:</b> Desempenho, Marcha, Meio Líquido			
<b>SUJEITOS DA PESQUISA</b>			
<b>9. Número de sujeitos</b> 40 indivíduos (20 homens e 20 mulheres)		<b>10. Grupos Especiais:</b> <18 anos ( ) Portador de Deficiência Mental ( ) Embrião/Feto ( ) Relação de Dependência (Estudantes, Militares, Presidários, etc.) ( ) Outros ( ) Não se aplica (X)	
<b>PESQUISADOR RESPONSÁVEL</b>			
<b>11. Nome:</b> Prof. Dr. John Peter Nasser			
<b>12. Identidade:</b> 5.275.233-2		<b>13. CPF.:</b> 270.644.680-34	
<b>14. Nacionalidade:</b> Brasileira		<b>15. Profissão:</b> Professor de Ensino Superior	
<b>16. Maior Titulação:</b> Doutor		<b>17. Cargo</b> Professor Adjunto III	
<b>18. Instituição a que pertence:</b> Universidade Federal de Santa Catarina (CDS/DEF)		<b>19. Endereço (Rua, n.):</b> Douglas Seabra Levier 80/404	
		<b>20. CEP:</b> 88040-410	<b>21. Cidade:</b> Florianópolis
		<b>23. Fone:</b> 331-8558/331-8530	<b>24. Fax:</b> 3319792
		<b>25. E-mail:</b> jpnbiomec@hotmail.com	
<b>Termo de Compromisso:</b> Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas Complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não. Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima			
<b>Data:</b> 26 de Março de 2004			
<b>Assinatura</b>			
<b>INSTITUIÇÃO ONDE SERÁ REALIZADO</b>			
<b>26. Nome:</b> Universidade Federal de Santa Catarina		<b>29. Endereço (Rua, n.):</b> Campus Universitário - Trindade	
<b>27. Unidade/Órgão:</b> Centro de desportos (CDS)		<b>30. CEP:</b> 88040-900	<b>31. Cidade:</b> Florianópolis
<b>28. Participação Estrangeira:</b> Sim ( ) Não (x)		<b>33. Fone:</b> (048) 331-8518	<b>34. Fax:</b> (048) 331-9792
<b>35. Projeto Multicêntrico:</b> Sim ( ) Não (x) <b>Nacional (x) Internacional ( )</b> (Anexar a lista de todos os Centros Participantes no Brasil)			
<b>Termo de Compromisso (do responsável pela instituição):</b> Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas Complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução.			
<b>Nome:</b> Adair da Silva Lopes		<b>Cargo:</b> Coordenador do Curso de Pós-Graduação do CDS/UFSC	
<b>Data:</b> 26 de Março de 2004		<b>Assinatura e Carimbo:</b> <i>Adair da S. Lopes</i> Prof. Dr. Adair da Silva Lopes Coordenador de Pós-Graduação em Educação Física Centro de Desportos UFSC	
<b>PATROCINADOR</b>			
<b>36. Nome:</b> Não se aplica (x)			
<b>37. Responsável:</b>		<b>39. Endereço:</b>	
<b>38. Cargo/Função:</b>		<b>40. CEP:</b>	<b>41. Cidade:</b>
		<b>43. Fone:</b>	<b>44. Fax:</b>
<b>COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP</b>			
<b>45. Data de Entrada:</b> 31/03/04	<b>46. Registro no CEP:</b> 077/04	<b>47. Conclusão:</b> Aprovado (X)	<b>48. Não Aprovado ( )</b>
		<b>Data:</b> 24/05/04	<b>Data:</b> / /
<b>49. Relatório(s) do Pesquisador responsável previsto(s) para:</b> Data: 05/01/04 Data: 05/01/05			
<b>Encaminho a CONEP:</b>		<b>53. Coordenador/Nome:</b> Prof. Vera Lucia Bosco Coordenadora do CEP/UFSC	
<b>50. Os dados acima para registro (-X)</b>		<b>51. O projeto para apreciação ( )</b>	
<b>52. Data:</b> 24/05/04		<b>Anexar o parecer substanciado</b>	
<b>COMISSÃO NACIONAL DE ÉTICA EM PESQUISA - CONEP</b>			
<b>54. N° Expediente:</b>		<b>56. Data Recebimento:</b>	
<b>55. Processo:</b>		<b>57. Registro no CONEP:</b>	
<b>58. Observações:</b>			



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARNA  
CAMPUS UNIVERSITÁRIO - TRINDADE CEP: 88040-900 - FLORIANÓPOLIS - SC  
TELEFONE (048) 234-1755 - FAX (048) 234-4069

**Parecer final:**

- aprovado
- reprovado
- com pendência (detalhes da pendência)
- retirado
- aprovado e encaminhado ao CONEP

**Justificativa:** Pendências resolvidas, sugerimos a **aprovação** do projeto.  
Florianópolis, 24 de maio de 2004.

*Vera Lucia Bosco*  
Vera Lucia Bosco  
Coordenadora CEP SH

**ANEXO II** Termo de Consentimento Livre e Esclarecido; Informativo



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE DESPORTOS  
MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**



Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Considerando a resolução no 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho nacional de Saúde e as determinações da Comissão de Ética em pesquisa com Seres Humanos da UFSC, tenho o prazer de convidá-lo a participar da pesquisa que é tema da minha dissertação de mestrado sob orientação do Prof. Dr. John Peter Nasser intitulada “Caracterização e análise do desempenho do deslocamento realizado em suspensão no meio líquido”, que tem como finalidade caracterizar o modelo de caminhada e analisar o desempenho dos movimentos dos braços e pernas durante a caminhada executada em diferentes ritmos, realizada em uma piscina com 1,80m de profundidade, onde os sujeitos deverão utilizar um cinturão flutuador durante a execução dos movimentos. Para isso, serão realizados como procedimentos metodológicos medidas antropométricas, avaliação da capacidade funcional, filmagens da caminhada realizada no meio líquido, com análise simultânea do comportamento da frequência cardíaca nos diferentes ritmos da caminhada. Estes procedimentos metodológicos a serem utilizados não ocasionarão qualquer tipo de desconforto em termos de saúde e nem risco algum aos participantes da pesquisa. A partir da determinação do modelo estabelecido da caminhada em ambiente aquático, esperamos que seja possível realizar prescrições mais precisas de acordo com o nível de aptidão do indivíduo e correções posturais para um melhor desempenho do movimento. Se você tiver alguma dúvida em relação ao estudo ou não quiser mais fazer parte do mesmo, poderá entrar em contato pelos telefones (48) 334 0529 ou 91195630. Se você estiver de acordo em participar, posso garantir que as informações fornecidas e os dados coletados serão confidenciais e só serão utilizados neste trabalho.

\_\_\_\_\_  
Profª. Fabiana Leticia Sbaraini  
Pesquisadora principal

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. John Peter Nasser  
Pesquisador responsável

Eu, \_\_\_\_\_ fui esclarecido sobre a pesquisa intitulada “Caracterização e análise do desempenho do deslocamento realizado em suspensão no meio líquido” e concordo que meus dados sejam utilizados na realização da mesma.

Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/2004

Assinatura: \_\_\_\_\_ RG: \_\_\_\_\_



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE DESPORTOS  
MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**



Informativo

Prezado Aluno

De acordo com o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, o objetivo deste estudo é caracterizar um modelo biomecânico da caminhada realizada em suspensão no meio líquido e analisar o desempenho dos membros superiores e inferiores nesta mesma condição.

A metodologia adotada prevê primeiramente uma avaliação cardiorrespiratória onde será aplicado um teste submáximo em esteira ergométrica com o objetivo de analisar o consumo de oxigênio de cada indivíduo; avaliações antropométricas, onde serão mensurados massa corporal (Kg), estatura, dobras cutâneas (para determinação do percentual de gordura e densidade corporal), perímetros (circunferências) e diâmetros ósseos. Esta primeira etapa será realizada no Laboratório de Esforço Físico do CDS/UFSC, no período de 21 a 24 de Setembro de 2004, em horários pré-estabelecidos. Estes mesmos procedimentos serão realizados novamente no final da segunda etapa da pesquisa.

A segunda etapa consiste no tratamento da pesquisa onde serão seguidos os devidos procedimentos metodológicos: O tratamento consiste em um período de 2 meses, onde cada indivíduo participará das aulas com frequência de 3 vezes semanais, no horário das 07:30 às 08:20, de segunda a quinta-feira na piscina do CDS/UFSC. As aulas ou tratamento irão consistir em aquecimento, parte principal onde a base dos exercícios será a caminhada no meio líquido (com a utilização do cinturão flutuador) e relaxamento. Durante todas as atividades os sujeitos serão avaliados qualitativamente quanto a execução dos movimentos através de filmagens subaquáticas. Além da análise qualitativa, na primeira semana e ao final de cada 15 dias será realizada uma filmagem subaquática bidimensional, com demarcação dos pontos anatômicos e monitoração contínua da frequência cardíaca. Além das filmagens, uma vez por semana cada um dos indivíduos terá o monitoramento das respostas de frequência cardíaca durante toda aula.

Caso você necessite ausentar-se de um dos seus dias de atividade, procure avisar antecipadamente se possível ou mesmo no dia da ausência.

Agradeço antecipadamente a atenção dispensada e a sua colaboração. Coloco-me a sua disposição para quaisquer esclarecimentos.

Prof<sup>ª</sup>.Mda. Fabiana Leticia Sbaraini– [fabisbara@yahoo.com.br](mailto:fabisbara@yahoo.com.br)

Tel:334-0529 (residência)/ 91195630/331-8530 (Laboratório de Biomecânica)



**ANEXO III** Questionário de Prontidão para a Atividade Física (Q-PAF)\*

## Questionário de Prontidão para a Atividade Física (Q-PAF)\*

(Adaptado do Ministério da Saúde – Canadá)

Praticar atividades físicas não oferece riscos para a maioria das pessoas. Mas, se você tem dúvidas, responda às questões abaixo para saber se existe algum motivo para consultar um médico antes de tornar-se mais ativo (a) fisicamente. Se você tem entre 15 e 60 anos, o Q-PAF indicará se você deve procurar um médico. *Se você tem 60 anos ou mais e nunca praticou atividades físicas mais intensas, consulte seu médico antes de iniciar os exercícios.*

1. Algum médico já disse que você tem problemas de coração e que só deveria fazer atividades físicas com orientação médica? [ ]SIM [ ]NÃO
2. Você sente dores no peito quando pratica atividades físicas? [ ]SIM [ ]NÃO
3. No último mês você teve dores no peito **sem** que estivesse fazendo atividade física? [ ]SIM [ ]NÃO
4. Você perde o equilíbrio quando sente tonturas ou você alguma vez perdeu os sentidos (desmaiou)? [ ]SIM [ ]NÃO
5. Você tem algum problema nas articulações ou nos ossos que poderia piorar se você praticar mais atividades físicas? [ ]SIM [ ]NÃO
6. Você toma algum remédio para pressão alta ou problema cardíaco? [ ]SIM [ ]NÃO
7. Existe qualquer outra razão pela qual você deveria evitar atividades físicas? [ ]SIM [ ]NÃO

**Se você respondeu SIM** a uma ou mais questões, consulte seu médico antes de tornar-se mais ativo (a) fisicamente.

**Se você respondeu NÃO** a todas as questões, você pode considerar-se razoavelmente apto para praticar atividades físicas, iniciando com moderação e aumentando gradualmente o que você fizer – assim é mais seguro e mais fácil.

**Fonte: Nahas, M V (2001). Atividade física e qualidade de vida. Londrina: Midiograf, p.47**

Obs.: O instrumento não contém tabela de pontuação, portanto considerou-se Zero (0) para que respondeu não a todas as alternativas e a cada resposta positiva um ponto (1).

**ANEXO IV** Questionário sobre Nível de Atividade Física habitual

## Questionário sobre Nível de Atividade Física Habitual

Para cada questão, responda somente uma alternativa:

### ↳ ATIVIDADES OCUPACIONAIS DIÁRIAS

1. Eu geralmente vou e volto do trabalho caminhando ou de bicicleta (pelo menos 800 metros cada percurso):  sim  não
2. Eu geralmente uso escadas ao invés de elevador:  sim  não
3. Minhas atividades físicas diárias podem ser descritas como:
  - Passo a maior parte do tempo sentado e, quando muito, caminho de um lugar próximo para o outro.
  - Na maior parte do dias realizo atividades físicas moderadas, como caminhar rápido, executar tarefas que requerem movimentação.
  - Diariamente executo atividades físicas intensas por várias horas (trabalho pesado, esportes, etc...)

### ↳ ATIVIDADES DE LAZER

4. Meu lazer inclui algumas horas por semana de atividades físicas leves (passeios de bicicleta, caminhada em ritmo lento, etc.):  sim  não
5. Ao menos uma vez por semana, participo de algum tipo de dança (moderada) por uma hora ou mais:  sim  não
6. Jogo tênis, voleibol, futebol ou outro esporte de caráter recreacional:
  - uma vez por semana  três ou mais vezes por semana
  - duas vezes por semana  nenhuma vez
7. Quando me sinto sob tensão, costumo fazer algum tipo de exercício para relaxar:  sim  não
8. Duas ou mais vezes por semana faço ginástica (tipo de flexões abdominais, exercícios para braços, etc...), durante pelo menos 10 minutos:  sim  não
9. Participo de sessões de yoga ou faço exercícios de alongamento muscular regularmente:  sim  não
10. Duas ou mais vezes por semana, participo de sessões de musculação:  sim  não
11. Participo de atividades aeróbicas vigorosas (correr, pedalar, nadar, remar) durante 20 minutos ou mais:
  - uma vez por semana  três ou mais vezes por semana
  - duas vezes por semana  nenhuma vez

---

\* Desenvolvido originalmente por Russel R. Pate. Laboratório de Performance Humana University of South Carolina/EUA - Traduzido e modificado por Nahas, M.V. In.: Nahas, M.V. (2001). Atividade Física, saúde e qualidade de vida, Londrina: Midiograf, p.36.

## Tabela de Pontuação do Questionário sobre Nível de Atividade Física Habitual

Você é fisicamente ativo(a) ?

Para cada questão responda SIM, marque o número indicado de pontos. A soma de pontos indicará quão ativo(a) fisicamente você é.

### ↳ ATIVIDADES OCUPACIONAIS DIÁRIAS

1. Eu geralmente venho e volto do trabalho caminhando ou de bicicleta (pelo menos 800 metros cada percurso) **1 ponto**
2. Eu geralmente uso escadas ao invés de elevador. **1 ponto**
3. Minhas atividades físicas diárias podem ser descritas como:
  - ( 1 ) Passo a maior parte do tempo sentado e, quando muito, caminho de um lugar próximo para o outro. **0 ponto**
  - ( 2 ) Na maior parte do dias realizo atividades físicas moderadas, como caminhar rápido, executar tarefas que requerem movimentação. **4 pontos**
  - ( 3 ) Diariamente executo atividades físicas intensas por várias horas (trabalho pesado, esportes, etc...) **9 pontos**

### ↳ ATIVIDADES DE LAZER

4. Meu lazer inclui algumas horas por semana de atividades físicas leves (passeios de bicicleta, caminhada em ritmo lento, etc.) **1 ponto**
5. Ao menos uma vez por semana, participo de algum tipo de dança (moderada) por uma hora ou mais **1 ponto**
6. Jogo tênis, voleibol, futebol ou outro esporte de caráter recreacional:
  - ( 1 ) uma vez por semana **2 pontos**
  - ( 2 ) duas vezes por semana **4 pontos**
  - ( 3 ) três ou mais vezes por semana **7 pontos**
  - ( 4 ) nenhuma vez **0 pontos**
7. Quando me sinto sob tensão, costumo fazer algum tipo de exercício para relaxar: **1 ponto**
8. Duas ou mais vezes por semana faço ginástica (tipo de flexões abdominais, exercícios para braços, etc...), durante pelo menos 10 minutos. **3 pontos**
9. Participo de sessões de yoga ou faço exercícios de alongamento muscular regularmente. **2 pontos**
10. Duas ou mais vezes por semana, participo de sessões de musculação. **4 pontos**
11. Participo de atividades aeróbicas vigorosas (correr, pedalar, nadar, remar) durante 20 minutos ou mais:
  - ( 1 ) uma vez por semana **3 pontos**
  - ( 2 ) duas vezes por semana **5 pontos**
  - ( 3 ) três ou mais vezes por semana **10 pontos**
  - ( 4 ) nenhuma vez **0 pontos**

## CLASSIFICAÇÃO

**0 a 5 PONTOS → INATIVO (NÍVEL 1)**

**6 a 11 PONTOS → MODERADAMENTE ATIVO (NÍVEL 2)**

**12 a 20 PONTOS → ATIVO (NÍVEL 3)**

**21 PONTOS ou MAIS → MUITO ATIVO (NÍVEL 4)**

**ANEXO V** Protocolos para mensuração da massa corporal, estatura, índice de massa corporal, relação cintura quadril, e equação para estimativa da densidade corporal e referências anatômicas para mensuração das dobras cutâneas

## Massa corporal e estatura

Como técnica de mensuração para estatura os sujeitos foram instruídos a ficarem em posição ortostática, pés descalços e unidos, de forma que, os calcanhares, a panturrilha, os glúteos, as escápulas e a parte posterior da cabeça encostem ao aparelho. Após posição determinada, cada Sujeito realizou uma inspiração forçada com bloqueio imediato. No mesmo momento o avaliador deslizou lentamente a extremidade móvel do cursor até tocar o ponto mais alto da cabeça (vértex), onde fez-se a leitura da régua (Alvarez & Pavan, 2003)

### Índice de massa corporal (IMC) e relação cintura/quadril (RCQ)

O cálculo do IMC é a proporção do peso do corpo para altura ao quadrado.

$$\text{IMC} = \text{peso} / \text{estatura}^2$$

A distribuição de gordura foi verificada pela razão cintura-quadril (RCQ). Mediu-se a circunferência da cintura logo abaixo do umbigo e foi dividida pela circunferência do quadril no ponto de maior dimensão (Heyward & Stolarczyk, 1996).

### Equações generalizadas para a estimativa da densidade corporal em adultos brasileiras (Petroski, 2003, p. 118)

Equação generalizada	Idade	Referência
<b>Homens</b>		
$D = 1,10726863 - 0,00081201 (X4) + 0,00000212 (X4)^2 - 0,00041761 (ID)$	18-66 anos	Petroski (1995)

Onde: ID: idade anos; DC: dobras cutâneas (mm);

X4= Somatório das 4 DC (subescapular, tríceps, supra-iliaca e panturrilha medial)

### Percentual de gordura (%G) a partir da densidade corporal (Siri, 1961).

$$\%G = (495/D(\text{g/ml})) - 450$$

### Referências anatômicas para mensuração das dobras cutâneas

- ❖ **Subescapular:** Dois centímetros abaixo do ângulo da escápula;
- ❖ **Tríceps:** Face posterior do braço no ponto médio entre o processo acromial da escápula e o processo do olécrano da ulna;
- ❖ **Supra-ilíaca:** Linha axilar média, imediatamente superior à crista ilíaca;
- ❖ **Panturrilha medial:** Ponto interno de maior circunferência da perna, estando o sujeito sentado, quadril e joelho flexionados em um ângulo de 90°, estando a planta do pé em contato com o solo.



**ANEXO VI** Protocolo de rampa

Segundo Tebexreni et al. (2001), caracteristicamente os protocolos de rampa, em cicloergômetro ou esteira, iniciam-se com um período de aquecimento ou “preparação”, que varia de 1 a 3 minutos, pedalando a 60 ciclos por minuto ou caminhando confortavelmente e, a seguir, incrementa-se progressiva e continuamente a carga (ciclo) ou a velocidade e/ou inclinação (esteira).

Nos protocolos de rampa, o aumento da carga de trabalho é contínuo, de tal forma que as condições do estado de equilíbrio não sejam atingidas, sendo limitação o requerimento da estimativa prévia da capacidade funcional do indivíduo, baseada numa escala de atividade que, se mal delimitada, pode ocasionar teste de “endurance” ou, ainda, provocar a interrupção precoce da avaliação.

Existem várias equações que consideram algumas variáveis, durante um exercício isotônico de cargas crescentes, seja em esteira ou bicicleta, que podem ser utilizadas para o cálculo do  $\text{VO}_2$  predito. Segundo o American College of Sports Medicine, as fórmulas descritas a seguir podem ser aplicadas para esse cálculo.

### **Cálculo do $\text{VO}_2$ estimado em esteira**

A equação para o cálculo da estimativa do  $\text{VO}_2$  em  $\text{ml/Kg/min}^{-1}$  em esteira supõe que o indivíduo esteja caminhando entre 2,0 e 4,0 milhas/hora, sem apoiar-se no corrimão, e que a esteira esteja calibrada. São considerados os componentes horizontais e vertical e o consumo de oxigênio é dados pela soma dos dois. Obtém-se o componente horizontal multiplicando-se a velocidade em metros/minuto pela constante 0,1 ( $\text{ml de O}_2 / \text{Kg/min}$ ). O componente vertical é dado pela multiplicação da velocidade em metros/min. Pela inclinação sobre 100 e pela constante 1,8 ( $\text{ml de O}_2 / \text{Kg/min}$ ), acrescida do  $\text{VO}_2$  de repouso ( $3,5 \text{ ml/Kg/min}^{-1}$ ). Dessa forma, encontra-se:

$$\text{VO}_2 (\text{ml/Kg/min}) = [(\text{mph} \times 26,82) \times 0,1] + [(\text{inclinação}/100) \times (26,82 \times \text{mph}) \times 1,8] + 3,5$$

ou, simplificadaamente:

$$\text{VO}_2 (\text{ml/Kg/min}) = \text{velocidade} \times [0,1 + (\text{inclinação}/100 \times 1,8)] + 3,5$$

No caso de corredores, normalmente quando as velocidades empregadas são iguais ou maiores a 5,0 milhas/hora, usa-se essa mesma equação; porém, a constante a ser multiplicada pela velocidade é de 0,2 (componente horizontal) pela inclinação, de 0,9 (componente vertical).

**ANEXO VII** Localização das marcas externas

### Localização dos eixos articulares segundo Kalfhues apud Riehle (1979)

Segmentos do corpo	Localização do ponto anatômico
• Eixo articular do punho	• 1,9 cm do ponto distal do processo estiloidal radial
• Eixo articular do cotovelo	• 1,1 cm proximal da fenda lateral da articulação do cotovelo
• Eixo articular escápulo-umeral	• 4,9 cm do canto superior distal do acrômio
• Eixo articular coxo-femural	• 0,3 cm da ponta distal do trocanter
• Eixo articular do joelho	• 2,6 cm da fenda proximal articular do joelho
• Eixo articular dos pés	• 1,3 cm da ponta do maléolo medial

Riehle, H. (1979). *Die biomechanik der wirbel saule beim trampolinturmen*. Sankt Augustin: Verlag Hans Richarz.

**ANEXO VIII** Temperatura da água, ambiente e da área dos visores; umidade do ambiente e da área dos visores

**Planilha de anotações de temperatura da água, temperatura ambiente e da área dos visores; umidade ambiente e da área dos visores durante o programa instrucional.**

Primeira semana

Data	semana	°C H <sub>2</sub> O	°C ambiente	Umidade ambiente	°C visores	Umidade visores
04/10	2 <sup>a</sup>	26°C	24,6°C	59%	25°C	75%
05/10	3 <sup>a</sup>	26,5°C	23,5°C	56%	23,5°C	63%
06/10	4 <sup>a</sup>	26,5°C	23,9°C	45%	24,4°C	66%
07/10	5 <sup>a</sup>	26,5°C	20,1°C	56%	24,1°C	66%
Média		26,4°C	23°C	54%	24,6°C	67,5%
DP		0,22	1,73	5,33	0,54	4,5

Segunda semana

Data	semana	°C H <sub>2</sub> O	°C ambiente	Umidade ambiente	°C visores	Umidade visores
13/10	4 <sup>a</sup>	27°C	25,8°C	72%	26,4°C	74%
14/10	5 <sup>a</sup>	28°C	24,6° C	63%	26,4°C	79%
18/10	2 <sup>a</sup>	28°C	23,1 °C	62%	26,6 °C	65%
19/10	3 <sup>a</sup>	28°C	24,4°C	58%	26,5°C	70%
Média		27,8°C	24,5°C	63,8%	26,5°C	72%
DP		0,43	0,96	5,12	0,08	5,15

Terceira semana

Data	semana	°C H <sub>2</sub> O	°C ambiente	Umidade ambiente	°C visores	Umidade visores
21/10	5 <sup>a</sup>	27°C	22,9°C	58%	25,5°C	53%
27/10	4 <sup>a</sup>	26,5°C	24,4°C	61%	25,9°C	68%
28/10	5 <sup>a</sup>	26°C	20,9°C	56%	23,1°C	67%
03/11	4 <sup>a</sup>	28°C	27,4°C	66%	27,8°C	71%
Média		26,9°C	23,9°C	60,3%	25,6°C	64,8%
DP		0,74	2,37	3,77	1,67	6,94

## Quarta semana

Data	semana	°C H <sub>2</sub> O	°C ambiente	Umidade ambiente	°C visores	Umidade visores
04/11	5 <sup>a</sup>	27,5°C	27,5°C	69%	27,3°C	77%
08/11	2 <sup>a</sup>	27,5°C	24,6°C	79%	26,6°C	76%
09/11	3 <sup>a</sup>	27,5°C	23,1°C	78%	26,6°C	69%
10/11	4 <sup>a</sup>	27,5°C	25,3°C	71%	26,9°C	72%
Média		27,5°C	25,1°C	74,3%	27°C	73,5%
DP		0	1,59	4,32	0,17	3,20

## Quinta semana

Data	semana	°C H <sub>2</sub> O	°C ambiente	Umidade ambiente	°C visores	Umidade visores
22/11	2 <sup>a</sup>	28°C	25,8°C	60%	26,6°C	68%
23/11	3 <sup>a</sup>	29°C	26,5°C	60%	26,9°C	69%
24/11	4 <sup>a</sup>	28°C	25,4°C	69%	27,8°C	68%
25/11	5 <sup>a</sup>	28,5°C	27,4°C	67%	28,1°C	70%
Média		28,4°C	26,3°C	64%	27,4°C	68,8%
DP		0,41	0,76	4,06	0,62	0,83

## Sexta semana

Data	semana	°C H <sub>2</sub> O	°C ambiente	Umidade ambiente	°C visores	Umidade visores
29/11	2 <sup>a</sup>	29°C	27,8°C	67%	27,9°C	70%
30/11	3 <sup>a</sup>	28,5°C	26,9°C	61%	27,9°C	70%
01/12	4 <sup>a</sup>	28°C	24,4°C	63%	27,3°C	71%
06/12	2 <sup>a</sup>	28°C	28°C	76%	28,9°C	75%
Média		28,4°C	26,8°C	68,8%	28°C	71,5%
DP		0,41	1,43	5,76	0,57	20,6

Planilha de anotações de temperatura da água, temperatura ambiente e da área dos visores; umidade ambiente e da área dos visores em cada uma das quatro análises

Primeira análise

Data	semana	°C H2O	°C ambiente	°C visores	Umidade ambiente	Umidade visores
27/09	2ª	26°C	26°C	27,8°C	72%	82%
28/09	3ª	25°C	23,3°C	25°C	86%	83%
29/09	4ª	24°C	22,5 °C	24°C	64%	80%
30/09	5ª	25,5°C	21,1°C	23,9°C	48%	66%
Média		25,1°C	23,2°C	25,1°C	67,5%	77,7%
DP		0,74	1,78	1,57	13,73	6,86

Segunda análise

Data	semana	°C H2O	°C ambiente	°C visores	Umidade ambiente	Umidade visores
25/10	2ª	26°C	20,9°C	25,6°C	69%	77%
26/10	3ª	27°C	24,4°C	24,9°C	54%	65%
Média		26,5°C	22,7°C	25,3°C	61,5%	71%
DP		0,5	1,75	0,35	7,5	6

Terceira análise

Data	semana	°C H2O	°C ambiente	°C visores	Umidade ambiente	Umidade visores
17/11	4ª	28°C	24,6°C	27,4°C	86%	75%
18/11	5ª	28°C	23,6°C	26,9°C	70%	67%
Média		28°C	24,1°C	27,2°C	78%	71%
DP		0	0,5	0,25	8	4

Quarta análise

Data	semana	°C H2O	°C ambiente	°C visores	Umidade ambiente	Umidade visores
07/12	2ª	27°C	26,1°C	28,9°C	84%	75%
08/12	4ª	27°C	26,1°C	28,9°C	78%	76%
Média		27°C	26,1°C	28,9°C	81%	75,5%
DP		0	0	0	3	0,5



**ANEXO IX.** Análises estatísticas (teste t) para diferença entre as médias dos valores dos ângulos articulares em cada análise do sujeito 1 ao 4

## Dados estatísticos do teste t dos sujeitos 1 a 4 e dos segmentos

### Sujeito 1- Cotovelo

#### Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	1 avaliação - 2 avaliação	-12,3539	25,0246	1,9784	-16,2611	-8,4466	-6,244	159	,000
Pair 2	2 avaliação - 3 avaliação	-5,2946	26,6867	2,1098	-9,4613	-1,1278	-2,510	159	,013
Pair 3	3 avaliação - 4 avaliação	-4,4352	12,9214	,9881	-6,3858	-2,4847	-4,489	170	,000

### Sujeito 1- Joelho

#### Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	,3969	19,8108	1,5662	-2,6963	3,4901	,253	159	,800
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	-10,4595	38,0304	3,0066	-16,3975	-4,5216	-3,479	159	,001
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	1,6929	13,7892	1,0545	-,3887	3,7744	1,605	170	,110

### Sujeito 1- Ombro

#### Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	,7434	39,5158	3,1240	-5,4265	6,9133	,238	159	,812
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	-13,2526	67,6007	5,3443	-23,8075	-2,6976	-2,480	159	,014
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	5,5927	19,7025	1,5067	2,6185	8,5670	3,712	170	,000

### Sujeito 1- Quadril

#### Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	-7,2469	11,6692	,9225	-9,0689	-5,4249	-7,855	159	,000
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	-11,0862	23,8266	1,8837	-14,8064	-7,3660	-5,885	159	,000
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	,6820	5,9650	,4562	-,2185	1,5824	1,495	170	,137

### Sujeito 1- Tronco

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	1 Avaliação - 2	3,0485	7,2890	,9745	1,0940	4,9830	5,307	160	,000
Pair 2	2 Avaliação - 3	2,0200	2,5113	,1920	1,6409	2,3991	10,518	170	,000

**Sujeito 2- Cotovelo.****Paired Samples Test**

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	4,2682	19,8066	1,6448	1,0170	7,5193	2,595	144	,010
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	-2,7936	9,8837	,8208	-4,4160	-1,1713	-3,404	144	,001
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	11,1840	23,6511	1,9641	7,3018	15,0662	5,694	144	,000

**Sujeito 2- Joelho.****Paired Samples Test**

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	-3,7830	14,7370	1,1914	-6,1369	-1,4291	-3,175	152	,002
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	5,0176	42,0447	3,3991	-1,6980	11,7332	1,476	152	,142
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	-3,3488	20,9494	1,6067	-6,5207	-,1769	-2,084	169	,039

**Sujeito 2- Ombro.****Paired Samples Test**

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	12,4626	37,7935	3,0455	6,4460	18,4793	4,092	153	,000
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	6,2841	13,1480	1,0595	4,1909	8,3772	5,931	153	,000
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	-2,3463	42,0144	3,5895	-9,4448	4,7523	-,654	136	,514

**Sujeito 2- Tronco.****Paired Samples Test**

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	A1 - A2	11,0142	5,4419	,4385	10,1479	11,8805	25,117	153	,000
Pair 2	A2 - A3	5,8287	2,3714	,1911	5,4512	6,2062	30,501	153	,000
Pair 3	A3 - A4	-,4426	3,7084	,3123	-1,0600	,1748	-1,417	140	,159

**Sujeito 2- Quadril.****Paired Samples Test**

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	4,1010	21,2134	1,7094	,7239	7,4781	2,399	153	,018
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	-6,3695	8,0184	,6461	-7,6460	-5,0930	-9,858	153	,000
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	10,4345	27,7022	2,3582	5,7714	15,0977	4,425	137	,000

### Sujeito 3- Cotovelo

#### Paired Samples Test

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	-20,1811	18,1491	1,4673	-23,0799	-17,2822	-13,754	152	,000
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	1,0667	9,9258	,7658	-,4452	2,5785	1,393	167	,166
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	-9,1380	9,4930	,7302	-10,5796	-7,6964	-12,514	168	,000

### Sujeito 3- Joelho

#### Paired Samples Test

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	-3,5264	20,9900	1,6969	-6,8790	-,1738	-2,078	152	,039
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	-4,9514	46,2339	3,7378	-12,3361	2,4334	-1,325	152	,187
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	3,9100	27,1868	2,1165	-,2691	8,0891	1,847	164	,066

### Sujeito 3- Quadril

#### Paired Samples Test

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	-6,5461	15,5378	1,2562	-9,0278	-4,0643	-5,211	152	,000
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	-2,2116	22,7249	1,7691	-5,7048	1,2816	-1,250	164	,213
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	2,6358	12,3581	,9506	,7591	4,5125	2,773	168	,006

### Sujeito 3- Tronco

#### Paired Samples Test

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	5,6958	2,2321	,1805	5,3393	6,0523	31,563	152	,000
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	5,9433	5,2570	,4196	5,1145	6,7720	14,166	156	,000
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	2,2449	3,2038	,2436	1,7641	2,7257	9,216	172	,000

### Sujeito 3- Ombro.

#### Paired Samples Test

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	-3,7830	14,7370	1,1914	-6,1369	-1,4291	-3,175	152	,002
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	5,0176	42,0447	3,3991	-1,6980	11,7332	1,476	152	,142
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	-3,3488	20,9494	1,6067	-6,5207	-,1769	-2,084	169	,039

## Sujeito 4 - Cotovelo

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	2,9391	7,4226	,6485	1,6561	4,2221	4,532	130	,000
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	2,0111	15,1906	1,3272	-,6147	4,6368	1,515	130	,132
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	-2,7778	26,1898	2,2294	-7,1863	1,6308	-1,246	137	,215

## Sujeito 4 - Joelho

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	,7743	12,8700	1,1288	-1,4590	3,0076	,686	129	,494
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	-3,1918	16,2405	1,4189	-5,9990	-,3846	-2,249	130	,026
Pair 3	3 avaliação - 4 Avaliação	-,3373	37,1824	3,1652	-6,5962	5,9216	-,107	137	,915

## Sujeito 4 - Quadril.

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	-7,6549	11,6176	1,0229	-9,6788	-5,6310	-7,484	128	,000
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	-1,3835	13,2866	1,1698	-3,6982	,9312	-1,183	128	,239
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	6,6907	24,8935	2,1191	2,5003	10,8810	3,157	137	,002

## Sujeito 4 - Tronco

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	2,5566	2,7157	,2373	2,0872	3,0260	10,775	130	,000
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	4,9668	4,1438	,3620	4,2505	5,6831	13,719	130	,000
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	1,522E-02	4,7924	,4094	-,7945	,8249	,037	136	,970

## Sujeito 4- Ombro

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	1 Avaliação - 2 Avaliação	7,0414	15,8608	1,4019	4,2673	9,8156	5,023	127	,000
Pair 2	2 Avaliação - 3 Avaliação	7,3190	32,4080	2,8645	1,6507	12,9873	2,555	127	,012
Pair 3	3 Avaliação - 4 Avaliação	-2,1583	41,8808	3,5781	-9,2343	4,9176	-,603	136	,547

**ANEXO X.** Valores das correlações referentes à última análise dos sujeitos 1 a 4

## Sujeito 1

## Correlations

		C4	J4	O4	Q4	T4
C4	Pearson Correlation	1,000	-,404**	,728**	,306**	,685**
	Sig. (2-tailed)	,	,000	,000	,000	,000
	N	171	171	171	171	171
J4	Pearson Correlation	-,404**	1,000	,125	,607**	,264**
	Sig. (2-tailed)	,000	,	,104	,000	,000
	N	171	171	171	171	171
O4	Pearson Correlation	,728**	,125	1,000	,841**	,975**
	Sig. (2-tailed)	,000	,104	,	,000	,000
	N	171	171	171	171	171
Q4	Pearson Correlation	,306**	,607**	,841**	1,000	,887**
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,	,000
	N	171	171	171	171	171
T4	Pearson Correlation	,685**	,264**	,975**	,887**	1,000
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,000	,
	N	171	171	171	171	171

\*\* . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

onde:

C4: Cotovelo 4ª análise/ J4: Joelho 4ª análise/O4: Ombro 4ª análise/ Q4: Quadril 4ª análise/T4: Tronco 4ª análise

## Sujeito 2

## Correlations

		c4	t4	j4	o4	q4
c4	Pearson Correlation	1,000	,664**	,046	,522**	,254**
	Sig. (2-tailed)	,	,000	,589	,000	,003
	N	52336	141	143	137	138
t4	Pearson Correlation	,664**	1,000	,639**	,907**	,792**
	Sig. (2-tailed)	,000	,	,000	,000	,000
	N	141	141	141	137	138
j4	Pearson Correlation	,046	,639**	1,000	,679**	,911**
	Sig. (2-tailed)	,589	,000	,	,000	,000
	N	143	141	143	137	138
o4	Pearson Correlation	,522**	,907**	,679**	1,000	,831**
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,	,000
	N	137	137	137	137	137
q4	Pearson Correlation	,254**	,792**	,911**	,831**	1,000
	Sig. (2-tailed)	,003	,000	,000	,000	,
	N	138	138	138	137	138

\*\* . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

## Sujeito 3

## Correlations

		C4	T4	J4	O4	Q4
C4	Pearson Correlation	1,000	-,370**	,251**	-,398**	-,134
	Sig. (2-tailed)	,	,000	,001	,000	,082
	N	169	169	165	169	169
T4	Pearson Correlation	-,370**	1,000	,272**	,936**	,876**
	Sig. (2-tailed)	,000	,	,000	,000	,000
	N	169	173	165	170	169
J4	Pearson Correlation	,251**	,272**	1,000	,008	,660**
	Sig. (2-tailed)	,001	,000	,	,917	,000
	N	165	165	165	165	165
O4	Pearson Correlation	-,398**	,936**	,008	1,000	,736**
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,917	,	,000
	N	169	170	165	170	169
Q4	Pearson Correlation	-,134	,876**	,660**	,736**	1,000
	Sig. (2-tailed)	,082	,000	,000	,000	,
	N	169	169	165	169	169

\*\* . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

## Sujeito 4

## Correlations

		C4	T4	J4	O4	Q4
C4	Pearson Correlation	1,000	,864**	-,295**	,800**	,547**
	Sig. (2-tailed)	,	,000	,000	,000	,000
	N	148	148	145	148	148
T4	Pearson Correlation	,864**	1,000	,084	,966**	,836**
	Sig. (2-tailed)	,000	,	,315	,000	,000
	N	148	148	145	148	148
J4	Pearson Correlation	-,295**	,084	1,000	,277**	,586**
	Sig. (2-tailed)	,000	,315	,	,001	,000
	N	145	145	145	145	145
O4	Pearson Correlation	,800**	,966**	,277**	1,000	,927**
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,001	,	,000
	N	148	148	145	148	148
Q4	Pearson Correlation	,547**	,836**	,586**	,927**	1,000
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,000	,
	N	148	148	145	148	148

\*\* . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).