

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**DIELISE DEBONA IUCKSCH**

**CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DA MARCHA DE PESSOAS COM LESÃO  
MEDULAR INCOMPLETA EM AMBIENTE AQUÁTICO**

**CURITIBA**

**2009**

**DIELISE DEBONA IUCKSCH**

**CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DA MARCHA DE PESSOAS COM LESÃO  
MEDULAR INCOMPLETA EM AMBIENTE AQUÁTICO**

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

Orientação: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Vera Lúcia Israel  
Co-orientação: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Elisângela F. Manffra

**CURITIBA**

**2009**



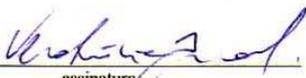
Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde  
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

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

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 102

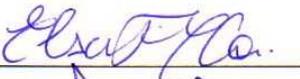
Aos 29 de junho de 2009 realizou-se a sessão pública de defesa da dissertação “**Características da marcha de pessoas com lesão medular incompleta no ambiente aquático**”, apresentada por **Dielise Debona Iucksch** como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde, – Área de Concentração – **Bioengenharia** perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Profª. Drª. Vera Lucia Israel,  
PUCPR (Orientadora)

  
assinatura

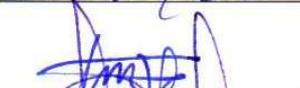
APROVADA  
parecer (aprov/ reprov.)

Profª. Drª. Elisângela Ferretti Manffra,  
PUCPR (Co-orientadora)



APROVADO

Prof. Dr. Munir Antonio Gariba  
PUCPR



APROVADO

Prof. Dr. André Félix Rodacki,  
UFPR



APROVADO

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora. Este resultado está condicionado ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora registradas no Livro de Defesas do Programa.

  
Prof. Dr. Munir Antonio Gariba,  
Diretor do PPGTS PUCPR



## AGRADECIMENTOS

Expresso minha gratidão e dedico este trabalho a todos os que direta ou indiretamente participaram da sua produção.

Agradeço a Deus, pelo amor e misericórdia incondicionais e infinitos. Obrigada por ter me trazido de volta a Seus braços.

A meus pais, Marilene e Loeri, que rodeados por livros sempre me incentivaram a buscar o conhecimento e questionar o porquê de cada coisa. Vocês são meus maiores exemplos!

Ao Alan, meu amor. Você é multi!! Participa de pilotos, é motorista dos participantes, solda calibradores, faz análises de correlação e ainda faz o arranjo do estudo no autoCad. Quero ficar contigo prá sempre e mais um dia!

Aos meus irmãos, Djuliane (me lembrarei sempre do apoio incondicional e daquele dia, 1 hora inteira colando sacos escuros nas janelas, naquela altura) e Guilherme, sempre, sempre e mais uma vez.

As minhas orientadoras, Professoras Vera e Elisângela, pelo que cada uma ofereceu de si para o êxito deste trabalho. Foi maravilhoso ter a oportunidade de aprender com enfoques tão diferentes e no final, conseguir associar o qualitativo com o quantitativo.

Aos participantes desta pesquisa, por terem cedido seu tempo e me ensinado que a maior impossibilidade está no jeito que vemos as coisas.

A Tatiana Ireno, que me auxiliou em toda a parte terrestre na maioria das coletas. Neste sentido agradeço também à Alessandra Cortes e à Denise.

Agradeço aos meus colegas de “luta” do PPGTS – Ericson, Karin, João Pedro, Aline Bortoline e Cynthia – tenho certeza que vamos nos lembrar com saudades desta época. Agradeço também à Vivian pela disponibilidade e pela ajuda no preparo das apresentações.

A Danieli Ribas, que desde 2005 é exemplo de pesquisadora e amizade. Agradeço desde o empréstimo da câmera até o “empréstimo” dos dados. E como vocês são um praticamente um combo, agradeço também à Camila Araújo pelos conselhos e apoio, especialmente no início deste trabalho.

A PUC, desde a graduação; e ao PPGTS, incluindo todos os professores do programa que contribuíram com sugestões e críticas durante os PPM's e ao pessoal da secretaria – a Erli, a Alcione e a Jaqueline. Agradeço também ao pessoal da Clínica-escola de Fisioterapia, à Marilu,

Letícia, Cássio, Gerson e também aos Profs. Bertassoni e Andréa, por terem autorizado o uso das dependências da mesma.

Sou grata à Prof. Márcia Olandoski por ter feito toda a análise estatística do trabalho e à Prof. Letícia pelo aprendizado no estágio docência.

Agradeço ao Prof. André Rodacki, por ter disponibilizado o laboratório, com chave e tudo, para fazer as análises dos dados e também por multiplicar conhecimento e bom humor. Durante este trabalho tive a felicidade de partilhar momentos de diálogo interinstitucional com o pessoal do CECOM, e agradeço em especial à Dani Branda, a Rafaela Boligo, André Albuquerque, Carla Tagliari, Gustavo de Rezende, Dani Gallon, Suélen Góes e Paulo Bento.

Àqueles que ajudaram na busca dos participantes: Mauro e a Ivani da ADFP, Profs. Liliana e Márcia, Prof. Pedro, Gilmar Camilo da APR, Ana Paula Massuda, Andréia Bertoldi.

A Dra Elany, por ter feito as avaliações médicas dos participantes do estudo.

À Marli, que permitiu a coleta das imagens no Pequeno Cotelengo do Paraná e ao Seu Paulinho e ao Tito, por todo auxílio no que dizia respeito às bombas da piscina. Agradeço também às meninas da recepção que sempre me acolheram tão bem.

A Janaína prima e à Ingrid, por terem participado dos estudos-piloto. A todos os familiares, tias (os), primos, minha sogra Wilma, meus avós Maria Luiza e Ivêr e a minha Avó adotiva Maria Afra.

A Luciene Bittencourt, por ter incentivado e permitido que eu trabalhasse nos horários mais diversos enquanto cumpria a carga horária das disciplinas e à Carolina Bergo Domingues, por ter me substituído em todas estas alterações de horários. O apoio de vocês foi fundamental no início deste trabalho.

A todos aqueles que acompanharam e torceram por este trabalho, que perguntavam como estava indo, quando ia acabar e sempre incentivaram ou consolaram quando algo não ia bem – minhas queridas amigas Marlene e Cissimara, ao Gilson e à Shirley Hilbert, à Magela, à Gisele, ao pessoal do Centro Hospitalar de Reabilitação, em especial Adriana de Freitas Carneiro, Daniele Skrepetz, Sabrina Ambiel, Ana Paula Loureiro e Luiz Alberto Knaut pelas sugestões sempre pertinentes.

À Secretaria de Ciência e Tecnologia do Estado do Paraná.

Agradeço também a todos os que achavam que este trabalho era “impossível”, em especial àqueles que repetiram que indivíduos com lesão medular não andavam.

## EPIGRAFE

“Há um momento para tudo  
e um tempo para todo propósito debaixo do céu.

Tempo de nascer,  
e tempo de morrer;  
tempo de plantar,  
e tempo de arrancar a planta.

Tempo de matar,  
e tempo de curar;  
tempo de destruir,  
e tempo de construir.

Tempo de chorar,  
e tempo de rir;  
tempo de gerar,  
e tempo de bailar.

Tempo de atirar pedras,  
e tempo de recolher pedras;  
tempo de abraçar,  
e tempo de se separar.

Tempo de buscar,  
e tempo de perder;  
tempo de guardar,  
e tempo de jogar fora.

Tempo de rasgar,  
e tempo de costurar;  
tempo de calar,  
e tempo de falar.

Tempo de amar,  
e tempo de odiar;  
tempo de guerra,  
e tempo de paz.

Que proveito o trabalhador tira da sua fadiga? Observo a tarefa que Deus deu aos homens para que dela se ocupem: tudo o que Ele fez é apropriado em seu tempo. Também colocou no coração do homem o conjunto do tempo, sem que o homem possa atinar com a obra que Deus realiza desde o princípio até o fim (...).

Compreendi que tudo o que Deus faz é para sempre.

A isso nada se pode acrescentar,  
e disso nada se pode tirar.

Deus faz assim para que o temam.

O que existe, já havia existido; o que existirá, já existe, e Deus procura o que desapareceu.”

(Eclesiastes 3, 1-15)

## RESUMO

A marcha humana é tema freqüente em pesquisas e é realizada em diferentes condições de tratamento fisioterapêutico, como em piscinas aquecidas. Conhecer o caminhar na água ajuda a entender como o comportamento motor, associado ao ambiente, influenciam no diagnóstico cinético-funcional e no processo de reabilitação. Sabe-se que o corpo humano adota padrões e estratégias motoras diferentes das adotadas em solo ao caminhar na água, devido principalmente à necessidade de adaptar as respostas do sistema sensório-motor para deambular em um meio com características físicas diferentes. Um grupo que pode se beneficiar das propriedades do ambiente aquático são as pessoas com lesão medular (LME). A literatura descreve casos de lesados medulares que não ficavam eretos sem apoio no solo e que conseguiram permanecer em pé na piscina e deambular. Assim, questiona-se sobre quais estratégias motoras estes indivíduos utilizam e optou-se por realizar a análise cinemática, por ser considerada o primeiro passo para responder a tal questionamento. Dessa forma, o objetivo deste estudo é analisar as características cinemáticas da marcha de indivíduos com LME incompleta em ambiente aquático. Selecionou-se 9 indivíduos com LME incompleta ( $39 \pm 14,2$  anos,  $67 \pm 9,5$ kg e  $1,70 \pm 0,07$ m), classificação ASIA C (n=2) e D (n=7), que deambularam em água com marcadores nos pontos: cabeça do quinto metatarso, maléolo lateral, côndilo femoral lateral, trocânter maior do fêmur e décima costela. Os participantes caminharam com apoio das mãos da pesquisadora enquanto filmados com uma câmera de vídeo no plano sagital, sendo captadas passadas não simultâneas dos hemis corp os direito (PDCA) e esquerdo (PECA). Sete destes indivíduos conseguiram deambular sem apoio da pesquisadora e tiveram passadas captadas (PDSA). Este estudo foi aprovado pelo CEP da PUCPR (n° 0001400/08). As imagens foram transferidas para computador e foi selecionado um ciclo da marcha para análise. Em cada frame do ciclo, as posições dos marcadores foram recuperadas utilizando o software SIMI Motion. Como foi possível analisar três passadas do hemis corp o direito com apoio, foram calculadas as médias dos valores e organizados num grupo estudo (GE). Estas médias foram comparadas com um grupo controle (GC) de 10 indivíduos hígidos com massa e estatura semelhantes ( $p > 0,05$ ), proveniente da literatura (Ribas, 2006). Foram comparados os resultados obtidos entre PDCA, PECA e PDSA; e também entre GE e GC. A duração da fase de apoio, tempo, comprimento e velocidade da passada, não diferiram significativamente ( $p > 0,05$ ) entre PDCA e PDSA e nem entre PDCA e PECA, porém, foram significativamente diferentes entre GE e GC ( $p < 0,05$ ). Análise das amplitudes de movimentos articulares não diferiu significativamente ( $p > 0,05$ ) entre GE e GC. Os coeficientes de variação para o joelho e tornozelo nas condições deste estudo diferem dos valores encontrados na literatura. Os resultados indicam que pessoas com LME requerem uma condição temporal diferenciada para deambular na água, embora o padrão de progressão dos ângulos articulares seja qualitativamente semelhante ao de indivíduos hígidos e que as propriedades físicas da água podem atuar como uma estrutura suplementar, sustentando o corpo e facilitando os movimentos, tomando o lugar de órteses utilizadas no solo.

Palavras-chave: Marcha humana. Lesão medular incompleta. Ambiente aquático. Fisioterapia.

## ABSTRACT

Human gait is a common area of study and is carried out in many conditions of physiotherapeutic treatment, such as therapeutic pools. The knowledge of the gait in water helps understanding how the motor control, and the environment, influences on kinetic – functional diagnosis and the rehabilitation process. It is known that human body adopts different movement patterns and motor strategies to walk in aquatic environment when compared to walking on land, due the need of adapting the outputs of sensory – motor system to walk in an environment with different physical characteristics. A group such as Spinal Cord Injury (SCI) patients may benefit from the properties of the aquatic environment. Literature describes cases where patients with SCI that couldn't stand in vertical position without support on land environment, were able to stand on foot in water environment and walk. It is questioned then which motor strategies are used by these subjects and it was chosen to perform a kinematic analysis as the first step to answer this question. Thus the objective of this research is to analyze the kinematic gait characteristics of subjects with incomplete SCI in aquatic environment. Nine persons with incomplete spinal cord injury were selected ( $39 \pm 14,2$  years,  $67 \pm 9,5$  kg and  $1,70 \pm 0,07$  m), ranked ASIA C (n=2) and D (n=7) that performed gait in aquatic environment with passive markers on the fifth metatarsus, lateral maleolus, condilus phemoralis, greater trocanter and tenth rib. The volunteers walked supported by the hands of the researcher while filmed by one camera placed on the sagital plane, being captured non-simultaneous images of the right (PDCA) and left (PECA) sides. Seven of these subjects were able to walk without any support from the researcher, and their stride were also recorded (PDSA). The images were then transferred to computer, and one stride was selected for analysis. At each frame of the gait cycle, the coordinates of the markers were analyzed by SIMI Motion software. As it was feasible to analyze three gait cycles from the right half-body supported by the researcher, the average data for this condition was calculated and organized as an evaluation group (GE). These averages was compared to a control group (GC) with 10 healthy subjects with similar weight and height ( $p>0,05$ ), from earlier literature (RIBAS, 2006). This study was approved by the Research Ethical Committee of PUCPR (#0001400/08). The results between PDCA, PECA and were compared, as were GE and GC. The values for stride time, duration of stance phase, stride speed and length, and the peak ankle joint angle were not statistically different ( $p>0,05$ ) between PDCA and PDSA, neither between PDCA and PECA, although they were statistically different between GE and GC ( $p<0,05$ ). The analysis of the joint angles range of motion were not statistically different between GE and GC ( $p>0,05$ ). The coefficient of variation (CV) for the knee and ankle joint displacements in this study differs from the values found in literature. These results may show that patients with SCI require a distinct temporal condition to walk in water, although the progression pattern of the joint angles is qualitatively similar to the healthy subjects, and that the physical properties of water may act as a supplementary structure, supporting the body and making the movement easier, replacing the orthosis used on land.

Keywords: Human gait. Incomplete spinal cord injury. Aquatic environment. Physical Therapy.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Corte transversal da medula espinhal – raízes nervosas motoras e sensitivas .....	19
Figura 2 – Classificação das LME de acordo com nível anatômico de lesão .....	20
Figura 3 – Divisão em função das fases da marcha .....	26
Figura 4 – Recrutamento dos principais músculos utilizados durante uma passada .....	27
Figura 5 – Peso aparente em 3 níveis de imersão .....	31
Figura 6 – Fluxograma do delineamento do estudo .....	34
Figura 7 – Seleção dos participantes do estudo .....	36
Figura 8 – Filmagem subaquática dos marcadores posicionados nos pontos anatômicos .....	38
Figura 9 – Objetos calibradores .....	39
Figura 10 – Suporte e caixa estanque com filmadora no seu interior .....	39
Figura 11 – Participante deambulando com o apoio da pesquisadora .....	40
Figura 12- Arranjo do ambiente e dimensões da piscina para a coleta de dados.....	41
Figura 13 - Demonstração do modelo biomecânico utilizado no estudo.....	43
Figura 14 – Distribuição das condições do estudo (PDCA, PECA, PDSA).....	45
Figura 15 – Distribuição das condições do estudo (GE e GC).....	46
Figura 16 – Comparação dos ângulos articulares entre PDCA e GC.....	53

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultados de estudos para variáveis lineares da marcha .....	28
Tabela 2 - Características antropométricas e da lesão para cada participante .....	47
Tabela 3 – Média dos dados antropométricos para os grupos GE e GC.....	48
Tabela 4 - Resultados da avaliação fisioterapêutica.....	49
Tabela 5 – Média dos valores lineares da PDCA, PECA e PDSA.....	50
Tabela 6 – Média dos valores das variáveis lineares para GE e GC.....	50
Tabela 7 – Média dos valores angulares máximo, mínimo e da amplitude de movimento para as articulações do quadril, joelho e tornozelo para as situações PDCA, PECA e PDSA.....	51
Tabela 8 – Média dos valores angulares máximo, mínimo e da amplitude de movimento para as articulações do quadril, joelho e tornozelo para as situações GE e GC.....	52
Tabela 9 – Comparação do CV entre GE e GC .....	54

## **LISTA DE QUADROS**

Quadro 1 - Escala de deficiência da ASIA (adaptada de Frankel) .....	37
Quadro 2 - Determinação das variáveis lineares e angulares do estudo.....	44
Quadro 3 - Características das situações do estudo.....	45

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

ASIA - Associação Americana de Lesão Medular (*American Spinal Injury Association*)

CECOM – Centro de Estudos do Comportamento Motor

CV - coeficiente de variação

GC - grupo controle

GE - grupo estudo

LME – lesão da medula espinhal

MMII - membros inferiores

MMSS - membros superiores

PDCA – passada direita com apoio

PDSA – passada direita sem apoio

PECA – passada esquerda com apoio

PPGTS – Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
1.1 OBJETIVOS.....	18
1.2 HIPÓTESES.....	18
<b>3 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>19</b>
3.1 LESÃO DA MEDULA ESPINHAL.....	19
3.2 MARCHA COM DESCARGA PARCIAL DE PESO NAS LME.....	21
3.3 MARCHA HUMANA EM AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO.....	24
<b>4 METODOLOGIA.....</b>	<b>34</b>
4.1 POPULAÇÃO E SELEÇÃO DOS PARTICIPANTES.....	35
4.2 AVALIAÇÃO FÍSICO-FUNCIONAL .....	36
4.3 OBTENÇÃO DAS IMAGENS PARA ANÁLISE DA MARCHA.....	38
4.4 PROCESSAMENTO DE DADOS.....	42
4.5 DETERMINAÇÃO DAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS.....	43
4.6 PROCEDIMENTOS PARA ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	44
4.7 PROCEDIMENTOS PARA ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	45
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>47</b>
5.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	47
5.2 RESULTADOS PARA AS AVALIAÇÕES FÍSICO-FUNCIONAIS .....	48
5.3 RESULTADOS PARA AS VARIÁVEIS LINEARES .....	50
5.4 RESULTADOS PARA AS VARIÁVEIS ANGULARES.....	51
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>55</b>
6.1 CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES.....	55
6.2 ANÁLISE DAS VARIÁVEIS LINEARES.....	56
6.3 ANÁLISE DAS VARIÁVEIS ANGULARES.....	58
6.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	62
<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>63</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>64</b>
<b>APÊNDICE A.....</b>	<b>75</b>
<b>APÊNDICE B.....</b>	<b>76</b>

<b>APÊNDICE C.....</b>	<b>81</b>
<b>APÊNDICE D.....</b>	<b>99</b>
<b>ANEXO A.....</b>	<b>103</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A locomoção consiste no deslocamento de um ser vivo através do espaço aéreo, aquático ou terrestre (AMADIO et al., 1999). Nos seres humanos a forma mais comum e eficiente de locomoção é a marcha. Para Perry (2005) a função primordial da marcha é transportar o corpo de um ponto ao outro, e para tanto utiliza-se uma sequência de repetições coordenadas de movimentos para deslocar o corpo para frente e mantê-lo estável. Sua realização requer funções neuro-cognitivas avançadas e um sistema neuro-muscular atuando de forma adequada (IP, 2007).

Plata (apud SIMONEU, 2006) expressa a importância da marcha para o ser humano quando refere que nada personifica mais a capacidade de independência e a percepção de qualidade de vida do que a capacidade de ir e vir por suas próprias forças. Na prática fisioterapêutica a recuperação da marcha é comumente referida como um dos principais objetivos de tratamento.

A lesão da medula espinhal (LME) é uma das alterações que mais afeta a capacidade de execução da marcha, podendo inclusive impossibilitá-la. Resulta em seqüelas de graus variados e podem ser classificadas como do tipo completa, quando não há função abaixo do nível da lesão, ou como do tipo incompleta, nas quais há função motora ou sensitiva abaixo do nível da lesão. Comumente, nas LME incompletas ocorrem graus de comprometimento diferentes entre os membros do corpo. Faria (2006) escreve que:

Das múltiplas formas de incapacidade que podem atingir o ser humano, a lesão medular é sem dúvida uma das mais dramáticas. Se pensarmos na importância fisiológica da medula, não só como transmissor de impulsos e mensagens do cérebro para todas as partes do corpo, e vice-versa, mas também como um centro nervoso em si próprio, controlando funções como postura, micção, intestino, função sexual, respiração e regulação térmica, apercebemo-nos das conseqüências que uma lesão a este nível poderá ter (FARIA, 2006).

De origem traumática ou não, as LME acometem aproximadamente 15 a 40 pessoas por milhão em todo o mundo (SEKHON; FEHLINGS, 2001). No Brasil, a incidência é desconhecida, mas estima-se que ocorram 10.000 novos casos por ano, sendo o trauma a causa predominante (CAMPOS, 2008).

O tratamento para as LME se modificou bastante com o passar tempo. Os primeiros relatos de LME foram encontrados em um papiro no Egito e datam de aproximadamente 1700 a.C. Neste papiro encontra-se escrito que a LME não poderia ser tratada, o que vai ao encontro

das idéias de Hipócrates, na Grécia antiga alguns séculos mais tarde (NATIONAL INSTITUTE OF NEUROLOGICAL DISORDERS AND STROKE, 2008). Somente na segunda metade do século XX houve o desenvolvimento de técnicas cirúrgicas para fixação da coluna vertebral e foi instituído o uso de exercícios para tratamento das deficiências motoras.

Na área da Fisioterapia, houve um avanço em direção à facilitação motora e sensorial na década de 70 (Israel, 2000a), porém o indivíduo com lesão medular ainda tinha função passiva no processo de recuperação. A visão corrente era a da incapacidade. Na década de 80, com a reabilitação voltada para a funcionalidade é que as pessoas com lesão medular passaram a ter um papel ativo no seu tratamento. Este passou a visar tarefas com objetivos funcionais, como as transferências de posição, cuidados com o próprio corpo e locomoção assistida.

Mais recentemente, novas estratégias de treinamento da marcha em pessoas com lesão medular vêm sendo desenvolvidas, como marcha em esteira com diversos níveis de descarga de peso e treino manual ou com auxílio de órteses motorizadas (ERNI; COLOMBO, 1998; FIELD-FOTE, 2001; HORNBY, ZEMON, CAMPBELL, 2005; WIRZ et al., 2005). Estas pesquisas indicam que portadores de LME podem recuperar/desenvolver alguma forma de deambulação (HORNBY; ZEMON; CAMPBELL, 2005). Trabalhos mais antigos, como o de Dietz, Wirz e Jensen (1997) já referiam que os centros locomotores na medula poderiam ser ativados e treinados em portadores de paraplegia completa ou incompleta quando houvesse descarga parcial de peso

A sustentação do peso corporal e a facilidade da movimentação dos membros na água tornaram o meio líquido uma opção atrativa para a estimulação funcional da locomoção (HINMAN, HEYWOOD, DAY, 2007; GABILAN, et al., 2006). Assim, o indivíduo experimenta vivências motoras precoces no ambiente aquático e não necessita da utilização de equipamentos assistivos para a locomoção (ISRAEL, 2000b). Uma das vantagens para a prática da marcha na água é que o próprio indivíduo executa os movimentos, enquanto que no treino locomotor com suporte parcial de peso os MMII são movimentados por terceiros ou por equipamentos.

É conhecido que a Fisioterapia no ambiente aquático (hidroterapia) favorece a aprendizagem e a realização de novas habilidades motoras de forma mais independente que no solo. Para que tal independência e autonomia possam ocorrer é preciso utilizar adequadamente o meio líquido e suas propriedades físicas. Além disso, é possível acelerar o processo de reabilitação cinético funcional de diversas doenças, desde que as indicações feitas nas

intervenções aquáticas estejam de acordo com a fase da doença e com os objetivos de tratamento (ORSINI, et al., 2008; MIYOSHI et al., 2008; RUOTI, MORRIS, COLE, 2000).

Deve-se ter em mente, entretanto, que cada ambiente terapêutico, aquático ou terrestre, traz peculiaridades de acordo com a finalidade de uso. No tratamento de pessoas com LME por meio da hidroterapia é comum a utilização de estratégias diferenciadas de treino das habilidades motoras com transição do maior para o menor apoio. Assim, nos primeiros atendimentos podem ser utilizados talas, apoio nas barras e nos membros superiores do fisioterapeuta e, com a progressão da adaptação do indivíduo ao meio e à tarefa, retira-se progressivamente este auxílio. Ao deambular com alguma forma de apoio suplementar, busca-se melhorar a estabilidade, o equilíbrio e a confiança do indivíduo. Cabe ressaltar, que existe a possibilidade de que tal apoio altere características da marcha, como duração das fases de apoio e balanço, comprimento e velocidade da passada. Outro fator que pode alterar o padrão da marcha é a característica assimétrica das LME incompletas, com acometimento em diferentes graus dos hemicorpos. Desta forma, a avaliação e o tratamento de pessoas com LME deverão contemplar tais diferenças.

Estudos sobre o andar no meio aquático indicam haver modificações nas variáveis cinéticas e cinemáticas da marcha de indivíduos hígidos quando comparados ao andar no solo (ARAÚJO et al., 2007; BARELA; DUARTE, 2008; BRITO et al., 2004; CHEVUTSCHI et al., 2008; MIYOSHI et al., 2003; RIBAS et al., 2007). Entretanto, não são encontrados estudos em ambiente aquático que tenham avaliado quantitativamente a marcha de indivíduos com LME.

É conhecido, porém, que pessoas com lesão medular que não apresentavam condições de ficar na posição ereta sem apoio no solo, foram capazes de permanecer em pé na piscina e deambular (ISRAEL, 2000b). Desta forma, questiona-se quais estratégias estes indivíduos utilizam para caminhar no ambiente aquático.

Uma das formas para identificar estas estratégias é a utilização da análise cinemática. Krawetz e Nance (1996) referem que a análise cinemática é um meio preciso de quantificar as anormalidades da marcha de pessoas com LME. Outros autores (DITUNNO, SCIVOLETTO, 2008; PATRICK, 2003) referem que a análise da marcha em LME tem alta relevância clínica, pois contribui para a realização de intervenções direcionadas e controle de tratamento. A descrição cinemática da marcha de pessoas com lesão medular em ambiente aquático seria um primeiro passo no sentido de identificar as estratégias adotadas para a realização do movimento. Conhecer estas estratégias e a variação entre os indivíduos pode auxiliar o fisioterapeuta na

avaliação, no delineamento e na validação do tratamento fisioterapêutico, bem como na transferência das habilidades adquiridas para o ambiente terrestre. Além disso, pretende-se contribuir cientificamente na área da hidroterapia com dados quantitativos sobre a utilização do ambiente aquático para o treino da marcha destes indivíduos.

## 1.1 OBJETIVOS

O objetivo geral deste estudo consiste em determinar as características cinemáticas da marcha de indivíduos com lesão medular incompleta em ambiente aquático.

Para o cumprimento deste objetivo, alguns objetivos específicos foram propostos:

- a) Determinar as variáveis cinemáticas lineares e angulares da marcha de indivíduos com lesão medular incompleta em ambiente aquático;
- b) Verificar se há diferença entre as variáveis cinemáticas da marcha de indivíduos com lesão medular incompleta quando apoiados nas mãos pela pesquisadora e quando deambulam independentemente;
- c) Verificar se existe diferença nas variáveis cinemáticas entre o hemisfério direito e esquerdo de pessoas com lesão medular incompleta quando deambulam com apoio das mãos em ambiente aquático;
- d) Comparar as características cinemáticas lineares e angulares da marcha aquática de lesados medulares incompletos com indivíduos hígidos.

## 1.2 HIPÓTESES

As hipóteses propostas neste trabalho são:

H1: Há diferença significativa nas características cinemáticas da marcha quando indivíduos com lesão medular incompleta deambulam apoiados nas mãos pela pesquisadora e quando deambulam independentemente;

H2: Há diferença significativa nas características cinemáticas da marcha aquática entre o hemisfério direito e esquerdo de indivíduos com lesão medular incompleta;

H3: Há diferença significativa nas características cinemáticas da marcha aquática entre indivíduos com lesão medular incompleta e indivíduos hígidos.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor entendimento, este capítulo iniciará com uma abordagem sobre lesão da medula espinhal, seguida por uma revisão a respeito da marcha humana e, por fim, sobre a marcha e propriedades físicas do ambiente aquático.

#### 3.1 LESÃO DA MEDULA ESPINHAL (LME)

A medula espinhal está contida no canal medular da coluna vertebral e é via de comunicação dos estímulos motores e sensitivos entre o encéfalo e os órgãos periféricos efetores. Sua parte externa é formada por substância branca, que contém os tratos longitudinais e sua área central é constituída por substância cinzenta, formada por corpos celulares dos neurônios espinhais (GREVE; CASTRO, 2001).

A substância cinzenta é organizada em segmentos e inclui os neurônios sensitivos, que penetram na medula, e os neurônios motores que emergem da medula por meio das raízes nervosas (DEFINO; ZARDO, 2003). Estas raízes nervosas são pares, uma direita e uma esquerda e são numeradas e nomeadas de acordo com o forame vertebral pelo qual deixam a medula conforme ilustrado na Figura 1.

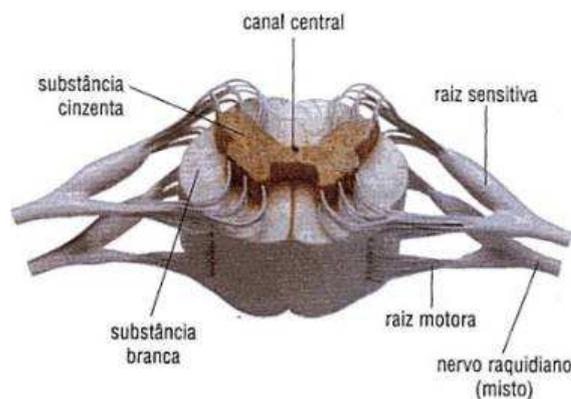


Figura 1 – Corte transversal da medula espinhal – raízes nervosas motoras e sensitivas.

Fonte: Corpo humano (2008)

Por integrar o sistema nervoso central qualquer dano na estrutura da medula espinhal pode causar disfunções da condução nervosa sensitiva e motora. O resultado desta disfunção poderá ser perda permanente ou alterações da sensibilidade e/ou motricidade.

As lesões de medula espinhal (LME) podem ser classificadas como lesões traumáticas ou não-traumáticas (NORKIN, 1993). As primeiras resultam de um trauma devido a movimentos extremos ou compressão dos corpos vertebrais ou ainda devido a lesões penetrantes, como projéteis de arma de fogo e perfuração com arma branca. As lesões não-traumáticas resultam geralmente de uma alteração patológica, como disfunções vasculares, malformações congênitas, infecções e neoplasias espinhais. Ambos os tipos ocasionarão ruptura total ou parcial da transmissão dos estímulos nervosos alterando, desta forma, a função normal da medula (NORKIN, 1993).

Funcionalmente, as LME são classificadas como tetraplegia ou paraplegia (Figura 2). A tetraplegia resulta de lesões da medula cervical e há paralisia parcial ou completa dos membros superiores, tronco, órgãos pélvicos e membros inferiores. Na paraplegia, há paralisia parcial ou completa das funções motoras e/ou sensitivas do tronco ou parte dele e dos membros inferiores, sendo decorrente de lesão nos níveis torácico, lombar ou sacral (SCHNEIDER, 1994).

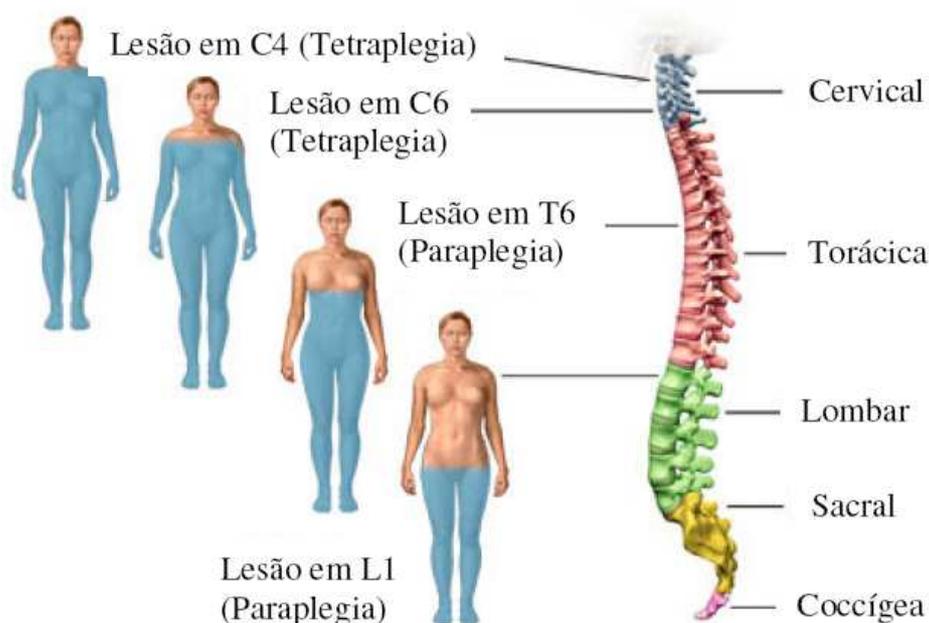


Figura 2 – Classificação das LME de acordo com nível anatômico de lesão.  
Fonte – Adaptado de Saint Lukes Health, 2009.

Além de serem caracterizadas de acordo com a causa e o grau de acometimento dos membros, as LME são classificadas como do tipo completa ou incompleta. Na lesão completa não existe preservação de função motora e/ou sensitiva abaixo do nível de lesão, incluindo incapacidade de contração anal voluntária e anestesia na região anal e perianal. Já na lesão incompleta há preservação de alguma função motora ou sensitiva abaixo do nível da lesão, indicando que algum tecido nervoso está cruzando a região lesionada (MAYNARD et al., 1997).

Nos casos de lesões lombares (nível de lesão de L1 a L4) Greve e colaboradores (2001) consideram que existe prognóstico para marcha com o auxílio de órteses, pois há controle de tronco e preservação parcial de alguns músculos dos membros inferiores. Em LME que acometem os segmentos torácicos (T1 a T12) há prognóstico de marcha terapêutica entre as barras paralelas e de marcha domiciliar com órteses. Na coluna torácica considera-se que quanto mais baixa a lesão, menor será o esforço necessário para deambular devido à preservação da musculatura abdominal e paravertebral. Nos casos de lesão completa nos níveis cervicais não há prognóstico para marcha.

Apesar disto, nos últimos anos tem-se acumulado evidências de que a medula espinhal contém um circuito neural básico, chamado de gerador central de padrão (do inglês *central pattern generator – CPG*). Este circuito é capaz de produzir movimentos rítmicos como marcha e natação, mesmo quando isolado do cérebro e de impulsos sensoriais (CHOI; BASTIAN, 2007; DIETZ; HARKEMA, 2004; MACKAY-LYONS, 2002). Segundo Lucareli et al. (2007) este conceito vem mudando alguns paradigmas da reabilitação e explica como é possível re-treinar atividades motoras, especialmente a deambulação, em portadores de LME incompleta.

### 3.2 MARCHA COM DESCARGA PARCIAL DE PESO NAS LME

Ao realizar a marcha os indivíduos com lesão medular experimentam redução da espasticidade, trabalho dos músculos que possuem ativação voluntária, prevenção de contraturas, minimização do desenvolvimento de osteoporose, ativação da circulação e função renal além de terem a possibilidade de acessar locais aos quais a cadeira de rodas não permite (ABRAMSON, 1980; BROMLEY, 1997; MELIS et al., 1999).

A marcha com descarga parcial de peso pode facilitar a movimentação dos membros inferiores e diminuir as restrições biomecânicas, podendo ser utilizada em indivíduos com

comprometimento severo na locomoção (PATIÑO, et al., 2007). Em LME o suporte parcial de peso vem sendo utilizado basicamente de duas maneiras: treino locomotor manual ou com auxílio de órteses motorizadas (BARBEAU, 2003; ROSSIGNOL, 2000).

Em estudo com 21 pessoas com tetraplegia (ASIA A e B), Carvallho et al. (2006) utilizaram a marcha com suporte parcial de peso de 30 a 50% do peso corporal e estimulação elétrica neuromuscular para investigar a perda de massa óssea em LME crônica. Após treino locomotor 2 vezes semanais, durante 1 semestre, concluíram que o grupo estudo (n=11) apresentou aumento significativo de formação óssea associado a diminuição da reabsorção, sugerindo que o treino locomotor é eficiente para aumentar a massa óssea de tetraplégicos crônicos.

Em estudo com suporte parcial de peso e treino locomotor com auxílio manual, Grasso et al. (2004) avaliaram onze pessoas com lesão medular (ASIA A, B e C) e concluíram, por meio da eletromiografia, que a musculatura axial (reto abdominal médio e superior, oblíquo externo e interno, grande dorsal, eretor da espinha e trapézio) apresentou maior atividade que a mesma musculatura do grupo controle composto por onze indivíduos saudáveis. Demonstraram assim, que músculos do tronco e membros superiores podem auxiliar no movimento de locomoção quando a atividade muscular em membros inferiores está diminuída.

No mesmo estudo, os autores referem que os portadores de lesão medular apresentaram movimentação angular diferente do grupo controle. Indicam também que para realizar o passo eles utilizaram novas estratégias motoras ao invés de re-ativar as vias do padrão motor normal.

Abel et al. (2002) realizaram um estudo em esteira com descarga parcial de 25% para 13% do peso corporal e constataram, por meio da cinemetria, que 7 pessoas com lesão medular aguda realizam a marcha com movimentos similares aos indivíduos hígidos para as articulações do quadril, joelho e tornozelo.

Em estudo de treino locomotor com suporte parcial de peso com 13 participantes (ASIA A, B, C e D), Pereira (2009) refere que após 12 semanas observou-se aumento do tempo da fase de apoio e redução do tempo da passada, além de redução da variabilidade do passo. O autor relata, ainda, que houve ganho na capacidade de sustentação da carga nos membros inferiores, apesar de haver compensação com os membros superiores.

Alguns estudos têm evidenciado um aumento significativo na atividade eletromiográfica nos músculos dos membros inferiores de pessoas com lesão medular completa ou incompleta,

(DIETZ; HARKEMA, 2004; ERNI; COLOMBO, 1998). São encontrados sinais com amplitude maior no grupo de pessoas com lesão medular incompleta (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001). Entretanto, o valor RMS deste sinal durante a passada ainda permanece inferior à encontrada em indivíduos hígidos (DIETZ et al., 1998; 2008). Acredita-se que isto ocorra devido à deficiência na transmissão dos reflexos polisinápticos (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997).

No estudo de Adams et al. (2006), evidenciaram-se mudanças na morfologia muscular após quatro meses de treino locomotor. Por meio de biópsia realizada no músculo vasto lateral, foram observadas mudanças na distribuição das áreas dos tipos de fibras musculares. Inicialmente, havia a predominância de fibras musculares tipo II, mas com a ação do treino aumentaram as áreas de fibras musculares tipo I, associado à hipertrofia muscular.

Wirz et al. (2005) conduziram um estudo multicêntrico com vinte pacientes com lesão medular incompleta crônica em região cervical, torácico e lombar, utilizando treino locomotor com auxílio de órtese motorizada. Os principais achados incluem: aumento da força muscular de membros inferiores, da velocidade da marcha e da resistência e melhora do desempenho de tarefas funcionais. Relataram, porém, que não houve correlação significativa destes fatores com independência do uso de órteses e assistência física na marcha em solo.

Em outro estudo com auxílio de órtese motorizada, Hornby, Zemon e Campbell (2005) avaliaram três indivíduos com lesão medular incompleta e nível neurológico T10 ou mais alto e relataram que dois indivíduos recuperaram a caminhada em solo independentemente e um indivíduo obteve aumento da velocidade e resistência para caminhar. O Quadro 1 resume os principais achados destas pesquisas.

Entre os sistemas com órteses motorizadas ainda pode ser citado o *Lokomat*, que executa o movimento das pernas sobre uma esteira automaticamente, sem a necessidade de treinadores (WILLIAMSON, 2006). Há também o *gait trainer*, uma plataforma que realiza movimentos elípticos onde os pés são posicionados separadamente e simulam o movimento da marcha (WERNER et al., 2002; POHL et al., 2007) e o *hapticwalker*, que também utiliza plataformas onde os pés são posicionados (SCHMIDT et al., 2007) e permite realizar diversas tarefas motoras. O *gait trainer* e o *hapticwalker* geralmente utilizam a FES ou treinadores apenas para estabilizar os joelhos, sendo que os pés ficam o tempo todo em contato com a plataforma.

Baseado nestes estudos percebe-se que a diminuição do peso corporal favorece a locomoção e pode auxiliar no processo de reabilitação da marcha de indivíduos com lesão medular. As estratégias utilizadas para locomoção diferem entre indivíduos e algumas alternativas compensatórias podem ser desenvolvidas para suprir as funções perdidas (GRASSO et al., 2004). Assim, a recuperação motora poderia resultar da criação de novos caminhos neurais ou da modificação dos já existentes (FERRIS, SAWICKI, DOMINGO, 2005). A melhora na locomoção também pode ser atribuída às mudanças que ocorrem no músculo com o treinamento (DIETZ et al., 1998) ou a recuperação natural de algumas funções da medula (DIETZ, 1998).

### 3.3 MARCHA HUMANA EM AMBIENTE TERRESTRE E AQUÁTICO

Nos seres humanos, a marcha é caracterizada por uma forma singular de locomoção, sendo realizada somente sobre dois apoios. O ato de andar é um evento contínuo que consiste em transferir peso de um membro inferior para o outro, com o objetivo de avançar o corpo para frente, como se fossem sucessivos desequilíbrios (ALONSO et al., 2002).

Neste processo, o centro de massa corporal movimenta-se de forma pendular, transformando energia potencial gravitacional em energia cinética (INMAN; RALSTON; TODD, 1998). Tal evento ocorre durante o apoio inicial até a fase de duplo apoio, quando a força muscular atua para elevar novamente o centro de massa à sua posição mais alta, ganhando assim, energia potencial para começar novo ciclo. Na tentativa de regular esses desequilíbrios e tornar a marcha bípede um ato automático, vários mecanismos do sistema neuromusculoesquelético atuam em constante integração, embora desempenhem funções distintas (SANVITO, 1996).

Para que haja eficiência e conservação de energia durante a marcha, os deslocamentos vertical e lateral do centro de massa corporal devem ser minimizados. Saunders, Inman e Eberhart (1953) descreveram seis padrões de movimento, denominados determinantes da marcha, que contribuem para melhorar em torno de 50% a eficiência da marcha (PERRY, 2005), são eles: rotação pélvica, inclinação lateral da pelve, flexão de quadril e joelho, interação entre tornozelo e joelho e deslocamento lateral da pelve pela ação dos adutores de quadril, quadríceps e isquiotibiais.

Como o movimento do andar é rítmico e repetitivo, convencionou-se chamar a maior unidade empregada nesta descrição de ciclo de marcha (ADAMS, PERRY, 1998; RAMALHO

JR, MACHADO, 2003). No ato de caminhar, um ciclo de marcha começa quando o membro de referência entra em contato com a superfície de sustentação e termina quando o mesmo membro efetua o contato novamente. Este ciclo é dividido nas fases de apoio e balanço (NORKIN, 1993; PERRY, 2005).

Na marcha normal, a fase de apoio constitui 60% do ciclo, e é definida como o intervalo em que o pé de referência está em contato com o solo. A fase de balanço constitui 40% do ciclo, e é definida como o intervalo em que o membro de referência está no ar (ADAMS; PERRY, 1998; MESQUITA, 2001; NORKIN, 1993).

A fase de apoio inclui: contato inicial (toque no solo seguido pela absorção do impacto), resposta à carga (quando o peso é transferido de uma perna para a outra), apoio médio (quando o pé de apoio se encontra em contato total com o solo), apoio terminal (final da fase de apoio no qual o pé se encontra em flexão plantar). A fase de balanço é formada pelas subfases: balanço inicial (desprendimento do hálux do solo), médio (com a flexão do joelho para a passagem do joelho contralateral) e terminal (com a extensão do joelho preparando para o contato inicial) (ADAMS, PERRY, 1998; ALENCAR et al., 1999; GREVE, 1999) (Figura 3).

A ação muscular varia em cada subfase da marcha e desempenha papel fundamental para seu correto desencadeamento (Figura 4), especialmente na frenagem dos segmentos movimentados pela energia cinética, no amortecimento de choques e na aceleração dos segmentos (VIEL, 2001). Durante a fase de apoio os músculos glúteo mínimo, médio e máximo, tensor da fáscia lata e os adutores de quadril atuam para estabilizar a pelve lateralmente (VIEL, 2001). No contato inicial ocorre a frenagem do membro em função da atividade simultânea da musculatura extensora e flexora do joelho. Os extensores do quadril desaceleram a coxa e auxiliam na extensão do joelho e posicionamento do pé. O músculo tibial anterior contrai simultaneamente para posicionar o pé no chão.

Quando o membro inicia a fase de resposta à carga, há uma leve flexão do joelho seguida por extensão devida à contração do quadríceps, auxiliada pela contração excêntrica dos plantiflexores do tornozelo. O músculo anterior e o extensor dos dedos atingem seu pico de intensidade para restringir a plantiflexão passiva do tornozelo. Inicia-se a flexão do joelho na fase de aceitação de carga para absorção do choque do calcanhar com o solo (ROSE; GAMBLE, 1998).

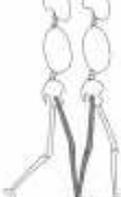
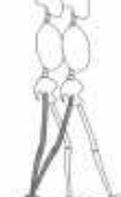
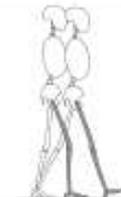
 <p><b>Contato inicial</b> Intervalo: 0-2% do ciclo da marcha. Início do ciclo da marcha. O contato com o solo é feito pelo calcanhar. O quadril está fletido, o joelho estendido, e o tornozelo em dorsiflexão a posição neutra.</p>	 <p><b>Resposta à carga</b> Intervalo: 0-20% do ciclo da marcha. O peso corporal é transferido à frente. O joelho é fletido para absorção do choque, o tornozelo em planti-flexão para o apoio do ante-pé ao solo.</p>
 <p><b>Apoio médio</b> Intervalo: 10-30% do ciclo da marcha. Início do apoio unipodal, o MMII avança sobre o pé de apoio através da dorsiflexão do tornozelo, enquanto o joelho e o quadril estão em extensão.</p>	 <p><b>Apoio terminal</b> Intervalo: 30-50% do ciclo da marcha Ainda em apoio unipodal, o calcanhar perde contato com o solo e o MMII avança sobre o ante-pé. O joelho aumenta sua extensão e logo após inicia a flexionar-se. O quadril aumenta sua extensão.</p>
 <p><b>Pré-balanço</b> Intervalo: 50-60% do ciclo da marcha. Contato com o solo do MMII oposto inicia o duplo apoio. Aumento da planti-flexão e da flexão do joelho e redução da extensão do quadril.</p>	 <p><b>Balanço inicial</b> Intervalo: 60-73% do ciclo da marcha. O pé perde contato com o solo e o MMII avança pela flexão do quadril e pelo aumento da flexão do joelho.</p>
 <p><b>Balanço médio</b> Intervalo: 73-87% do ciclo da marcha. Avanço anterior do MMII pela flexão do quadril. O joelho estende em resposta à gravidade enquanto o tornozelo permanece em dorsiflexão.</p>	 <p><b>Balanço final</b> Intervalo: 87-100% do ciclo da marcha. O avanço do MMII é completado pela extensão do joelho. O quadril mantém sua flexão anterior e o tornozelo permanece de dorsiflexão à posição neutra.</p>

Figura 3 – Divisão e função das fases da marcha (membro inferior cinza é o analisado).

Fonte: Modificado de Perry (2005) por Persch (2008).

Na fase de balanço a musculatura atua com menor intensidade, especialmente para frenagem do membro oscilante e para preparação do amortecimento do choque subsequente. No balanço inicial inicia-se uma dorsiflexão para retirada do pé do solo com a ação simultânea dos músculos sartório, ilíaco e grácil para avançar a coxa. A contração da cabeça curta do bíceps femoral aumenta a flexão do joelho na sinergia entre quadril e joelho para levantar o pé e avançá-lo. Há aumento da intensidade da contração do tibial anterior, extensor do hálux e longo dos dedos, levantando o pé (PERRY, 2005).

No balanço médio mantém-se a ação pendular da perna e a única ação muscular provém do grácil. Na fase do balanço terminal os isquiotibiais iniciam a desaceleração do membro, reduzindo a flexão do quadril e a extensão do joelho. Há isometria do tibial anterior. Ao final desta fase, o adutor magno e o glúteo máximo ativam-se de acordo com a regressão dos isquiotibiais enquanto o quadríceps assegura a extensão completa do joelho para o novo contato inicial (ROSE; GAMBLE, 1998).

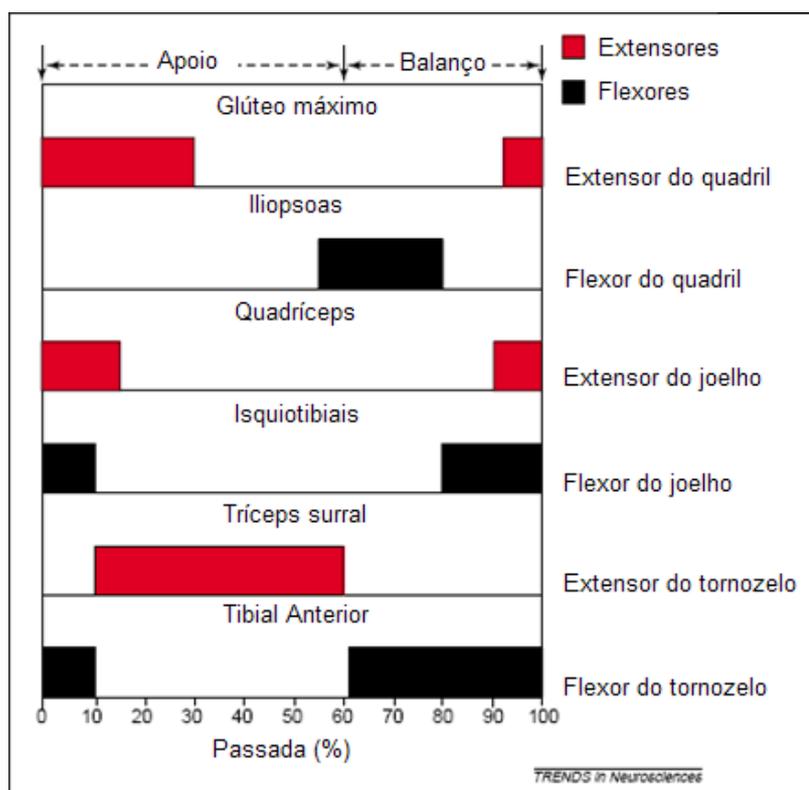


Figura 4 – Recrutamento dos principais músculos utilizados durante uma passada.

Fonte: Adaptado de Capaday (2002) por Pereira (2009).

Para descrever um ciclo de marcha algumas variáveis são utilizadas, como a posição de cada articulação envolvida e a avaliação da magnitude e direção das forças internas (muscular, articular) e externas (gravitacional, inercial, friccional) sobre cada articulação durante as fases da marcha. Para determinar estas variáveis, a biomecânica dispõe da análise cinemática e da análise cinética. A primeira busca descrever os padrões de movimento do corpo como um todo e/ou segmentos corporais inter-relacionando-os sem se preocupar com as causas e as forças que o envolve. Já a segunda preocupa-se justamente em descrever as causas determinantes destes movimentos (AMADIO et al., 1999).

Com a análise cinemática da marcha humana é possível obter dados lineares e angulares (ROWE, 2001). A análise linear da marcha fornece informações referentes às variáveis espaço-temporais como: velocidade (distância/tempo), cadência (número de passos/tempo), comprimento do passo (distância entre dois pontos sucessivos de contato dos membros inferiores, esquerdo e direito), comprimento da passada (distância em centímetros percorrida durante o tempo de dois toques sucessivos do mesmo pé), tempo de duplo apoio (tempo do toque de um pé até a retirada do antepé contralateral), tempo de simples apoio (período de tempo durante um passo no qual o peso é suportado somente por um pé) (ALENCAR et al., 1999; TONON, 2001). Na Tabela 1 pode-se observar os valores encontrados para as variáveis lineares da marcha em estudos realizados com indivíduos ditos normais.

Tabela 1 - Resultados de estudos para variáveis lineares da marcha

Rferência	Velocidade (m/s)	Cadência (passos/min)	Comprimento (m)	Tempo (s)
Rose; Gamble (1998)	1,53	115	-	-
Holden (1993)	1,3	110	1,5	-
Barela; Stolf; Duarte (2005)	1,39	120	1,32	0,95
Winter (1984)	-	107	1,55	-
Chung (2000)	1,16	108	1,28	-
Ribas (2006)	1,43	110	1,56	1,1

A cinemática angular ocupa-se da descrição do movimento dos ângulos articulares entre os diferentes segmentos corporais. Para MacGinnis (2002), o movimento angular é importante porque a maioria dos movimentos humanos é resultado de movimentos angulares dos segmentos sobre as articulações. Considerando os membros inferiores, é possível descrever o movimento da

passada através da mensuração dos deslocamentos angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo, por exemplo.

Para realizar a análise cinemática da marcha humana, um instrumento que vem sendo utilizado amplamente é a cinemetria (AMADIO et al. 1999). A cinemetria consiste em um conjunto de métodos que procura mensurar a posição, orientação, velocidade e aceleração do corpo ou de seus segmentos.

A análise da marcha por meio da cinemetria é tema constante, porém, nas duas últimas décadas este recurso tem sido utilizado para caracterizar a marcha humana em outros ambientes, como no meio aquático. As propriedades físicas deste meio modificam os padrões de movimento humano e proporcionam novas experiências motoras e sensoriais ao indivíduo (ISRAEL, 2000).

Os estudos citados a seguir demonstram que existem diferenças espaço-temporais, angulares, de amplitudes de movimento, força de reação ao solo e atividade eletromiográfica durante a marcha em ambiente aquático quando comparada com a realizada no solo.

Infantini e Rodrigues (2000) analisaram qualitativamente a marcha de um indivíduo no meio aquático e concluíram que as amplitudes das articulações dos membros inferiores mostram-se alteradas tanto na fase de balanço como na fase de apoio. Relataram também que o comprimento da passada estava diminuído em relação à marcha no solo.

Gehm et al. (2003), concluíram que existem diferenças significativas entre o padrão de marcha em ambiente aquático e terrestre. Relataram que o comprimento da passada, a duração da fase de apoio, as acelerações e desacelerações angulares da coxa, a velocidade angular do tornozelo na fase de acomodação e a amplitude angular na fase de propulsão são maiores na água do que no solo e que a velocidade média é significativamente menor no meio aquático.

Brito et al. (2004) realizaram um estudo com onze indivíduos de ambos os gêneros deambulando com nível de imersão próximo dos joelhos e, em um segundo momento, dos quadris. Constataram que na altura dos joelhos há uma redução de 15% da força vertical de reação do solo, quando comparados a valores para marcha em ambiente terrestre. Na altura dos quadris, esta força foi de 57%. Relataram também que conforme o nível de imersão aumenta perde-se a deflexão da curva de força para a força de suporte médio.

Em estudo sobre a fase de apoio da marcha, Miyoshi et al. (2004) também concluíram que durante o andar na água há diminuição da magnitude vertical da força de reação do solo e da velocidade da passada.

Kruel (1994) estudou o percentual médio de redução no peso hidrostático em pessoas imersas em diferentes profundidades. Constatou que ao nível do quadril a redução média do peso hidrostático foi de 46%, enquanto que ao nível do processo xifóide foi de aproximadamente 70%.

Já Harrison (1987) apresenta um peso aparente resultante de 46% quando a imersão é ao nível da crista ilíaca, de 30% do peso original quando a imersão se dá até o processo xifóide, e de somente 8% quando o indivíduo está imerso até C7, conforme representado na Figura 5.

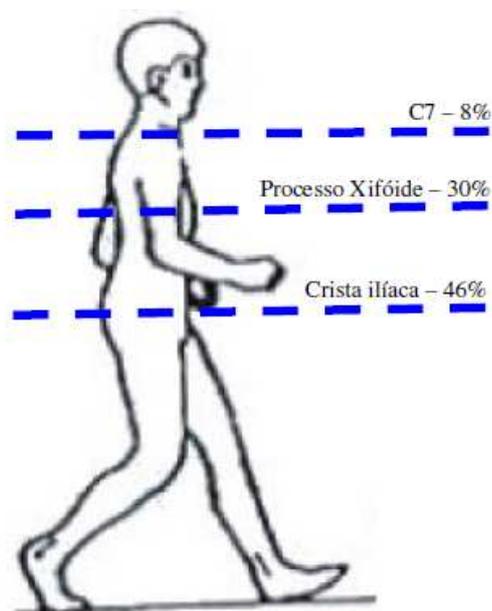


Figura 5 – Peso aparente em 3 níveis de imersão.  
Fonte: Adaptado de Harrison (1987).

Barela, Stolf e Duarte (2005) analisaram a marcha de adultos jovens e idosos em ambiente aquático e terrestre e verificaram que as amplitudes de movimento das articulações dos membros inferiores foram semelhantes para os dois ambientes. Constataram que a duração da passada foi maior no meio aquático. Já o comprimento e velocidade da passada e a fase de duração de suporte foram menores para o ambiente aquático. Concluíram também que a magnitude dos componentes das forças de reação do solo e a força de impacto diferem para terra e água e que a magnitude da atividade eletromiográfica é menor em ambiente aquático.

Em estudo elemiográfico no ambiente aquático, Masumoto et al. (2004) compararam a marcha de 6 indivíduos hígidos em esteira sub-aquática com e sem água corrente. Os autores concluíram que nas duas condições de estudo no ambiente aquático os indivíduos apresentaram atividades musculares reduzidas em relação às alcançadas em terra. Ainda, na condição com água corrente estes valores tendem a ser maiores que na condição com fluxo laminar.

Ribas (2006) comparou a marcha de 19 indivíduos no meio aquático e terrestre e constatou que o ambiente aquático favorece os movimentos de flexão joelho e de neutralidade do tornozelo.

As modificações das características dos movimentos no ambiente aquático citadas anteriormente ocorrem devido às propriedades físicas que atuam neste meio. Tais propriedades geram novas demandas ao sistema motor para adaptação dos indivíduos imersos.

No campo da hidrostática, as principais propriedades físicas que atuam no meio aquático são a densidade relativa, a pressão hidrostática e a flutuação (BECKER, 2000b). A densidade relativa é a razão entre a densidade de uma substância e a da água. Seu valor determina se um objeto irá flutuar. Considerando a água a 4°C como tendo densidade  $1\text{g/cm}^3$ , o corpo humano tem densidade relativa de 0,974 em média. Portanto, em condições normais, o corpo humano quando imerso é menos denso que a água e, dessa forma, impelido para cima por uma força igual ao volume de água deslocado, tendendo a flutuar (BECKER, 2000a). Contudo, deve-se ter em mente que a porcentagem de massa adiposa e muscular/óssea de cada indivíduo, bem como características respiratórias alteram essa relação.

A pressão hidrostática é definida como a força exercida pela coluna de água em uma determinada área e obedece à Lei de Pascal ou Lei Fundamental da Hidrostática. Ela é exercida igualmente sobre toda a área da superfície de um corpo imerso em repouso e aumenta com a profundidade, o que torna as forças exercidas pelo líquido na parte inferior do objeto maiores que as exercidas na parte superior. A resultante destas forças é dirigida para cima, e é denominada empuxo. Este princípio, que foi descoberto por Arquimedes, está relacionado à flutuação e explica por que os movimentos no meio aquático são realizados com diminuição da carga corporal (BECKER, 2000b; DUARTE, 2004).

Na parte da hidrodinâmica, Becker (2000b) refere que os principais determinantes do movimento da água são a viscosidade, a forma e a velocidade do corpo. Estas três variáveis determinam se o fluxo de água será laminar ou turbulento.

O fluxo turbulento e o fluxo laminar são definidos pelo Teorema de Reynolds (CAMPION, 2000; FOX, MACDONALD; PRITCHARD, 2006). O fluxo laminar ou alinhado é o aquele em que a velocidade permanece constante dentro de uma corrente de líquido, produzindo um fluxo contínuo no qual todas as frações do líquido estão se movendo paralelas umas as outras (CAMPION, 2000).

O fluxo turbulento ou desalinhado é o movimento irregular do líquido resultante de diferentes velocidades e trajetórias em diferentes direções chamados corrente de redemoinho que aparecem como turbilhões em resposta a obstáculos no caminho do fluxo. Este fluxo culminará na diminuição da velocidade dos fluxos, principalmente devido ao aumento significativo da fricção interna do fluido (BECKER, 2000b; HALL, 2000).

A taxa de energia absorvida pelo fluxo turbulento é maior do que a do fluxo laminar e é determinada pelo atrito interno do líquido, ou seja, a viscosidade. Diferentes líquidos possuem variadas quantidades de atração molecular entre si e, após a aplicação de determinada energia nas camadas do líquido para iniciar-se um movimento, a atração resistirá a este movimento e será detectada como atrito (HALL, 2000).

O coeficiente de viscosidade expressa quantitativamente a viscosidade individual de um líquido. Quanto maior o coeficiente, mais viscoso o líquido e maior a força necessária para criar movimento dentro do líquido, sendo que esta força é proporcional ao número de moléculas de líquido postas em movimento e à velocidade deste.

A mobilização de um objeto na água cria uma diferença de pressão à sua volta, sendo que a pressão traseira torna-se menor que a dianteira. Isso determina um deslocamento do fluxo de água para dentro da área de pressão reduzida. Se o fluxo estiver em regime turbulento, formam-se redemoinhos nesta região, cuja tendência é arrastar para trás o objeto. A força de arrasto é causada pela viscosidade do líquido e pela turbulência, sendo que quanto maior a velocidade do movimento, maior será o arrasto.

O coeficiente de arrasto relaciona-se com a forma como a superfície externa do corpo está alinhada com o fluxo do líquido. Considera-se um corpo alinhado quando ao mover-se pela água produz pouca separação das linhas de corrente e leve perturbação da água (BATES; HANSON, 1998). Estará desalinhado com a correnteza quando sua forma provocar bastante separação das linhas de corrente além de formar ondas ao seu redor. Dessa maneira, o movimento depende da velocidade e da forma do corpo imerso (BATES; HANSON, 1998; CAMPION, 2000).

No ambiente aquático é importante compreender de que maneira o meio pode causar adaptações em um padrão de movimento, pois o corpo humano interage dinamicamente com o ambiente através destes movimentos. Cabe, portanto, analisar também tais padrões em condições patológicas. O capítulo seguinte descreve a metodologia para uma análise em indivíduos com

lesão medular por meio da cinemetria, visando caracterizar a cinemática da marcha destes indivíduos no ambiente aquático.

## 4 METODOLOGIA

Esta pesquisa foi desenvolvida na Clínica Escola do Curso de Fisioterapia da PUCPR, no setor de Hidroterapia do Pequeno Cotelengo do Paraná e em parceria com o Centro de Estudos do Comportamento Motor da Universidade Federal do Paraná, na cidade de Curitiba, Paraná.

Para o seu desenvolvimento respeitou-se a Resolução 196/96 do Conselho Nacional da Saúde e obteve-se aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR sob o parecer número 0001400/08, Protocolo 2216 (ANEXO A). Todos os participantes, inclusive os excluídos da amostra final, tomaram conhecimento do processo da pesquisa e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A). O período da pesquisa foi de março de 2007 a maio 2009, sendo que a coleta dos dados ocorreu nos meses de outubro e novembro de 2008, no Pequeno Cotelengo do Paraná. A Figura 6 ilustra o delineamento deste estudo.

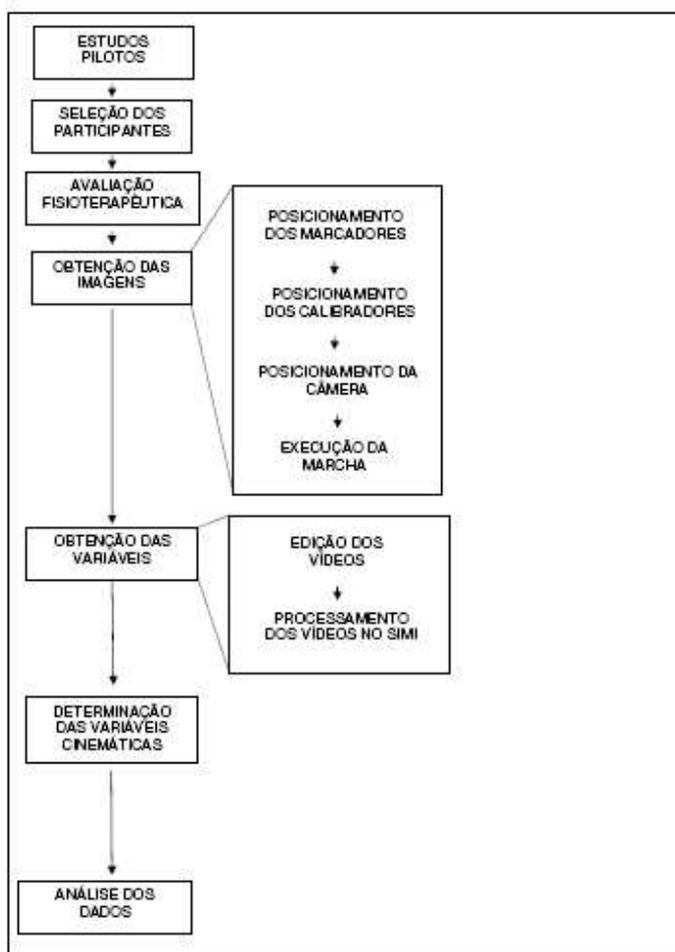


Figura 6 – Fluxograma do delineamento do estudo.

#### 4.1 POPULAÇÃO E SELEÇÃO DOS PARTICIPANTES

Este estudo iniciou-se com a realização de diversos estudos pilotos com indivíduos hígidos em várias piscinas da cidade de Curitiba, no intuito de achar uma tivesse as condições adequadas de turbidez da água e claridade ambiente.

Os participantes foram voluntários com lesão medular incompleta de qualquer etiologia, provenientes da Associação de Deficientes Físicos do Paraná (ADFP), da Associação Paranaense de Reabilitação (APR) e de contatos pessoais das pesquisadoras.

Os critérios de inclusão do estudo foram: voluntários adultos, com lesão medular incompleta, nível de lesão óssea entre C4 e L1, classificação da ASIA como C ou D, de ambos os gêneros, com grau de espasticidade entre 1 e 4 segundo Escala de Ashworth, que conseguissem deambular na piscina e fossem estáveis clínica e cirurgicamente.

Os critérios de exclusão compreenderam: alterações em membros inferiores não associadas à lesão medular e medo de entrar e permanecer na piscina. Pessoas com alergia a produtos para tratamento da água; lesões abertas; infecções; doença vascular periférica; insuficiência cardíaca; radioterapia e epilepsia (SKINNER; THOMSON, 1985) também foram excluídas do estudo.

Inicialmente foram selecionados 42 indivíduos e após contato telefônico 24 aceitaram participar das avaliações em solo e em piscina, as quais ocorreram na Clínica Escola de Fisioterapia da PUCPR. Todos os participantes foram submetidos a exame médico autorizando a prática de atividades físicas em piscina térmica. Deste total, 11 pessoas atenderam aos critérios determinados e fizeram parte da coleta de dados em ambiente aquático (Figura 7).

Para efeitos de comparação de resultados, foram utilizados dados provenientes da pesquisa de Ribas (2006). Nesta pesquisa, foi estudada a marcha de indivíduos hígidos em ambiente aquático e terrestre. A amostra foi de 19 homens sem alterações que pudessem interferir no desempenho da marcha. A partir daí foram selecionados os dados de 10 participantes para criar um grupo pareado ao do presente estudo com base na massa e estatura corporal. Este grupo foi denominado grupo controle (GC).

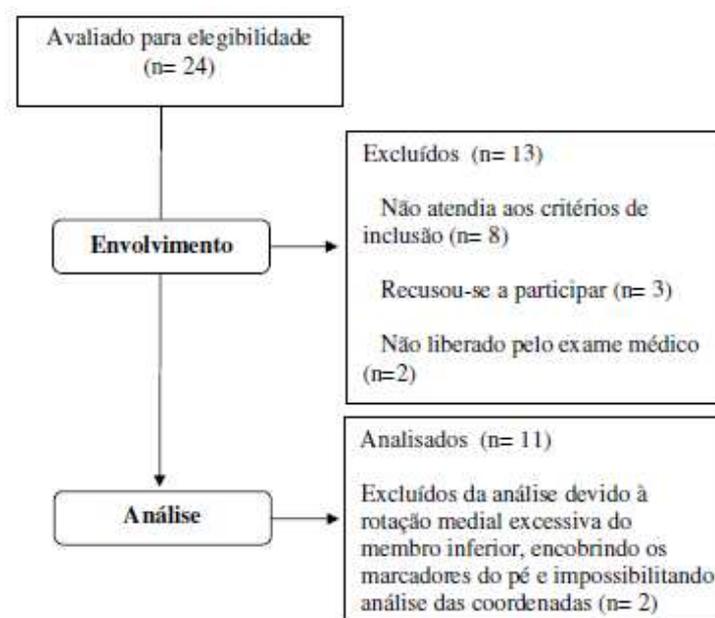


Figura 7 – Seleção dos participantes do estudo.

A seguir, serão detalhados os procedimentos para obtenção das imagens e das variáveis do estudo e o detalhamento dos procedimentos de análise dos dados.

#### 4.2 AVALIAÇÃO FÍSICO-FUNCIONAL

Inicialmente, os participantes foram avaliados pela pesquisadora com o auxílio de uma ficha de avaliação desenvolvida para este estudo (APÊNDICE B) que, além dos dados pessoais, anamnese e dados vitais, possuía informações sobre a avaliação dos reflexos tendíneos profundos, a graduação da espasticidade muscular, a classificação do nível da lesão (que inclui exame da sensibilidade e da força muscular) e a avaliação da marcha em solo.

Para avaliação dos reflexos tendíneos profundos os participantes estavam em repouso na posição sentada e realizou-se a percussão com o martelo de reflexos no tendão a ser testado. A graduação obedeceu à Escala Wexler (CIPRIANO, 2005).

A graduação da espasticidade foi determinada utilizando-se a Escala de Ashworth (GREVE; CASTRO, 2001). Para quantificar a alteração do tônus muscular o participante permaneceu em repouso em decúbito dorsal por 5 minutos. Em seguida a pesquisadora mobilizou passivamente o membro no tempo de 1 segundo, repetindo 3 vezes o mesmo movimento para

cada músculo a ser testado conforme descrito por Haas et al. (1996). A resistência ao movimento foi classificada de 1 a 5, sendo 1 o grau sem alteração e 5 o grau mais severo de espasticidade. Salienta-se que a espasticidade é importante como requisito funcional para que os lesados medulares permaneçam em pé no AA. Caso houvesse flacidez os MMII tenderiam a flutuar.

A avaliação motora e sensitiva dos indivíduos foi realizada utilizando-se a escala ASIA (MAYNARD et al., 1997) cujo objetivo foi determinar o segmento medular afetado pela lesão por meio de um exame sistematizado de dermatomos e de miótomos. Em seguida a graduação da deficiência foi estabelecida conforme o apresentado no Quadro 1.

A	Completa	Não há função motora ou sensitiva preservada, incluindo incapacidade de contração anal e anestesia nos segmentos S4-S5
B	Incompleta	Há função sensitiva, porém não motora, preservada abaixo do nível neurológico, estendendo-se até os segmentos sacros S4-S5
C	Incompleta	Há função motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos-chave abaixo do nível neurológico está abaixo do grau 3
D	Incompleta	Há função motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos-chave abaixo do nível neurológico está com grau 3 ou mais
E	Normal	Funções sensitivas e motoras normais

Quadro 1 - Escala de deficiência da ASIA (adaptada de Frankel) in: Maynard et al., (1997).

O Índice de Caminhada para Lesão da Medula Espinhal – WISCI II (DITUNNO, *et al.* 2000; DITUNNO; DITUNNO, 2001) foi usado para avaliar a marcha em solo determinando a necessidade do auxílio de órteses ou assistência física durante a deambulação. A determinação do grau de auxílio parte do maior nível de dificuldade (indivíduo inapto a permanecer em pé e/ou deambular com assistência) até o nível no qual o indivíduo pode deambular por 10 metros sem uso de órteses, *braces* ou assistência física (APÊNDICE B).

Em seguida à avaliação inicial, os 24 indivíduos participaram de uma avaliação subjetiva de deambulação no ambiente aquático na piscina da Clínica de Fisioterapia da PUCPR com dimensões de 4,0m x 6,0m de largura e comprimento respectivamente. O objetivo desta etapa foi observar o comportamento dos indivíduos em AA para posterior coleta de imagens.

#### 4.3 OBTENÇÃO DAS IMAGENS PARA ANÁLISE DA MARCHA

Os participantes que atenderam a todos os critérios de inclusão foram submetidos ao procedimento de coleta de imagens para análise da marcha em ambiente aquático. Este procedimento foi realizado na piscina do Pequeno Cotoleto do Paraná, cujas dimensões são de 6,98m x 6,30m de largura e comprimento respectivamente e de 1,40m de profundidade.

Previamente à filmagem dos indivíduos, marcadores quadrados e adesivos, impermeáveis, da cor branca, com aresta de 5cm foram posicionados em pontos anatômicos em ambos os lados do corpo. No centro dos mesmos, foi desenhado um círculo preto com diâmetro de 2,5cm. O objetivo do quadrado branco foi apenas melhorar o contraste para a digitalização dos pontos negros, que efetivamente identificavam os pontos anatômicos.

Tais marcadores foram fixados sobre os seguintes pontos anatômicos: cabeça do 5º metatarso, maléolo lateral, côndilo femoral, trocânter maior do fêmur e 10ª costela na projeção vertical inferior da linha axilar (Figura 8). Esta marcação foi baseada no modelo bidimensional de quatro segmentos (WINTER, 2004) e, neste trabalho, o segmento pé é determinado pelo maléolo lateral e cabeça do 5º metatarso; a perna pelo côndilo femoral lateral e maléolo lateral; a coxa pelo trocânter maior e côndilo femoral lateral e o tronco (CBT) pelo trocânter maior e 10ª costela.

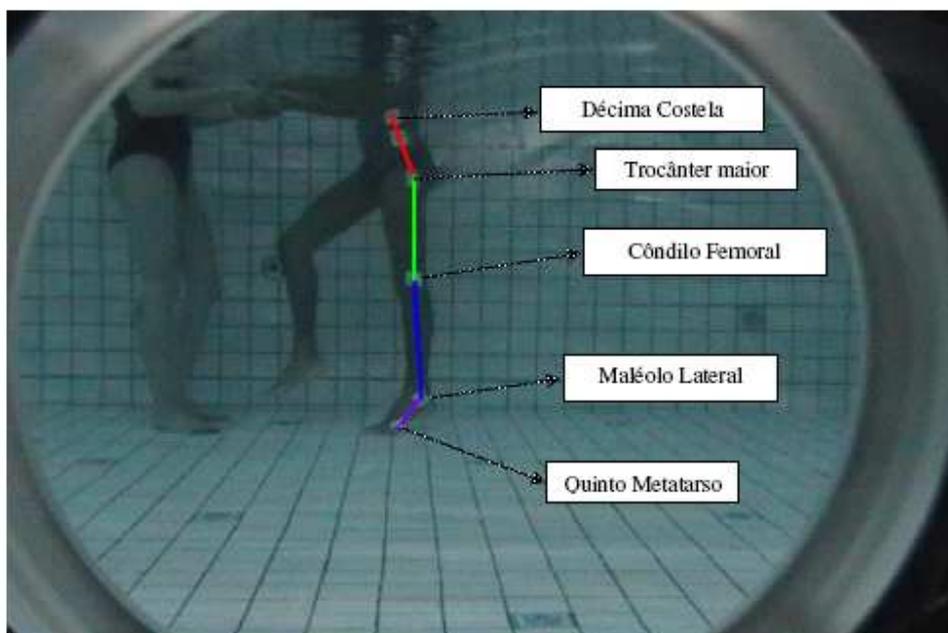


Figura 8 - Filmagem subaquática dos marcadores posicionados nos pontos anatômicos de um dos participantes do estudo. As linhas coloridas representam os segmentos corporais segundo o modelo dos quatro segmentos.

Delimitou-se uma passarela com fita adesiva nas bordas da piscina com dimensões de 1m de largura por 3m de comprimento. Nesta passarela foram posicionadas duas hastes de calibração com 1,75m de altura, que possuíam marcas na região de contato com o chão, a 0,60m, a 1,14m e a 1,60m. Estes calibradores (Figura 9) foram posicionados a uma distância de 1,64m entre si e estavam distantes 4,43m da câmera de vídeo.

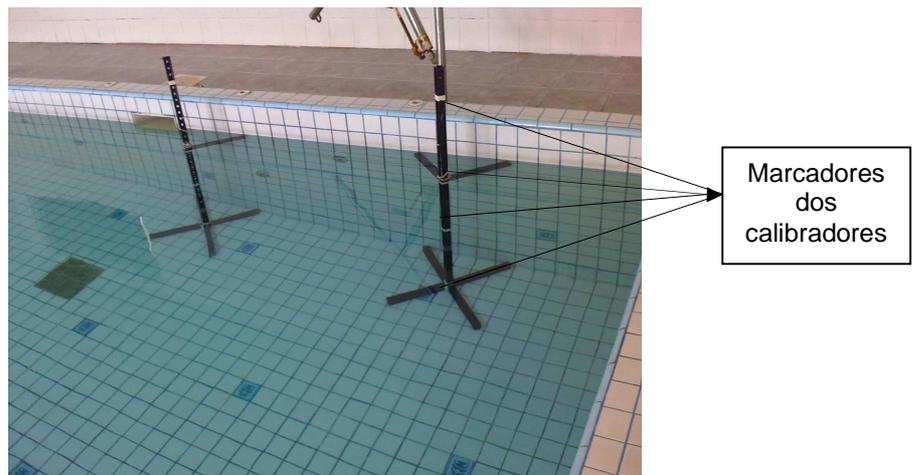


Figura 9- Objetos calibradores.

Para a obtenção das imagens foi utilizada uma câmera digital de vídeo da marca Panasonic, modelo PV-GS12LB-S 9, com frequência de aquisição de 30 Hz. Esta câmera foi inserida em uma caixa estanque, da marca CROMA, e fixada num suporte com lastro de forma que a altura do chão até o centro da lente fosse de 62,5cm. O conjunto era, então, posicionado no plano sagital à passarela, no interior da piscina (Figura 10).

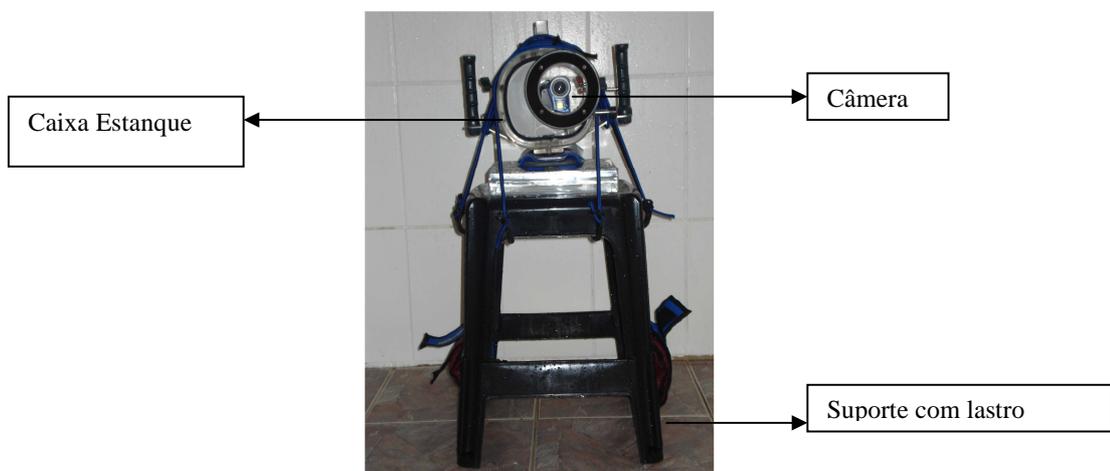


Figura 10 - Suporte e caixa estanque com filmadora no seu interior

Os participantes entravam, então, na piscina e permaneciam o tempo que julgavam necessário para sua adaptação ao meio. Após este período, os calibradores eram posicionados e submergia-se o conjunto da câmera já ligada. Os calibradores eram filmados por 1 minuto e em seguida retirados da piscina, sendo que os ajustes e posicionamento da filmadora não eram modificados conforme recomendado por Kwon (2008).

Em seguida, os participantes eram filmados enquanto percorriam o trajeto da passarela nos dois sentidos por seis vezes, tendo o apoio da pesquisadora em ambas as mãos. Subseqüentemente, eram instruídos a deambular sem apoio, a uma velocidade auto-selecionada e com os membros superiores à vontade por mais três vezes pelo percurso da passarela.

Para cada participante, a água foi mantida aproximadamente na altura do processo xifóide por meio de um sistema de bombeamento da água. A temperatura da água foi mantida em 35° C e a temperatura ambiente não foi controlada.

As janelas do ambiente situadas na lateral esquerda e atrás da passarela do estudo foram cobertas para minimizar os efeitos adversos da claridade sobre a filmagem. A Figura 11 retrata a situação real da coleta de dados e a Figura 12 apresenta o arranjo para a coleta de imagens, contendo as dimensões da piscina, bem como o posicionamento da câmera e dos objetos calibradores.

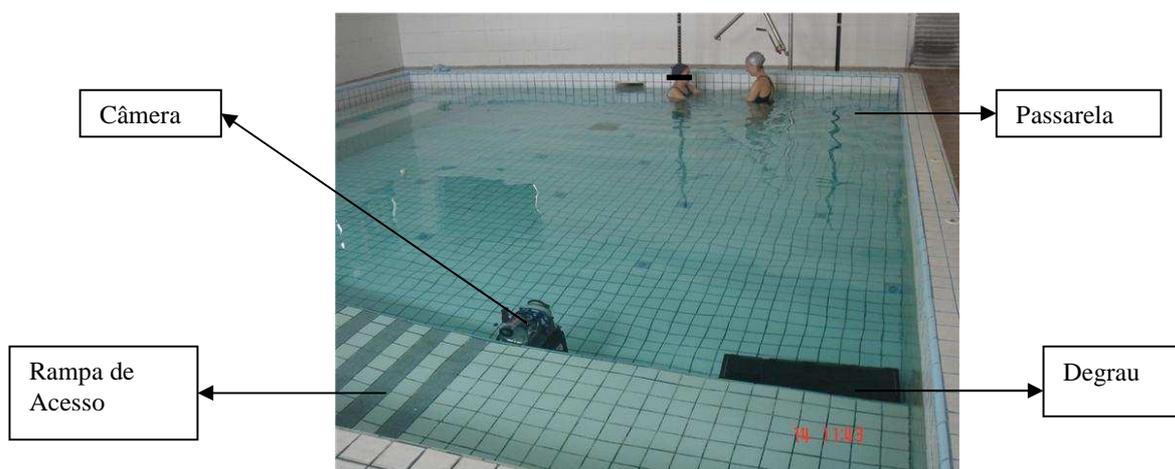
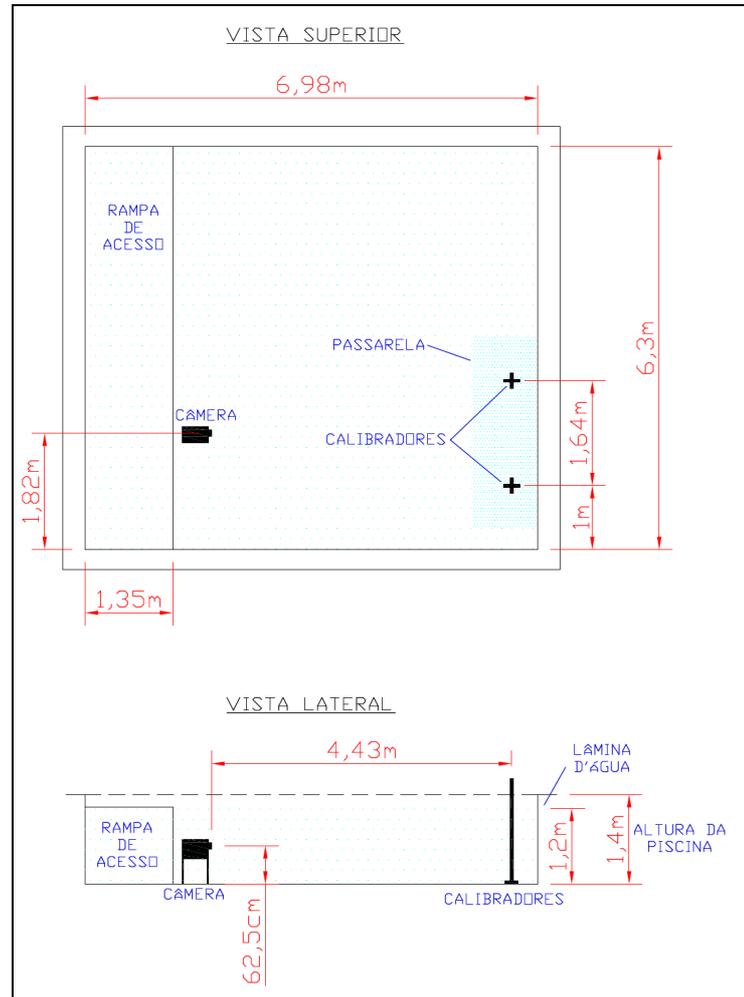


Figura 11- Participante deambulando com o apoio da pesquisadora. Observar o arranjo do ambiente



#### 4.4 PROCESSAMENTO DOS DADOS

As imagens obtidas durante a deambulação foram transferidas para um computador por meio do *software* Amcap (AMCAP, 2008). Em seguida, utilizou-se o *software* Virtualdub (VIRTUALDUB, 2008) para fazer a seleção dos ciclos de marcha, ou passadas, que são definidas como “o intervalo entre dois contatos iniciais seqüenciais entre o solo e o mesmo membro” (PERRY, 2005). Este *software* possibilitou selecionar o *frame* em que houve o toque do pé no chão e, posteriormente, o *frame* em que o mesmo pé perde o contato com o chão.

Para este estudo foram selecionadas 3 passadas com imagens do hemitorço direito dos participantes apoiando as mãos nas mãos da pesquisadora, 1 passada do hemitorço esquerdo com apoio das mãos da pesquisadora e 1 passada do lado direito sem apoio das mãos da pesquisadora. Para a seleção destas passadas, procedeu-se descartando a primeira passada de todos os indivíduos. Além disso, foram excluídas as imagens nas quais os marcadores fossem encobertos e objetivou-se considerar a passada mais nítida e mais centralizada na lente da câmera em todas as condições do estudo.

Após a determinação das passadas a posição dos marcadores em cada *frame* do ciclo da marcha foi marcado manualmente utilizando-se o programa SIMI Motion Versão 6.1. Para tanto, configurava-se o modelo do estudo e selecionava-se a frequência de 30 Hz para todas as imagens. Em seguida, para cada filme realizava-se, respectivamente:

- a) A calibração das imagens, importando-se a imagem dos calibradores e digitando a distância entre eles de 1,64m e a altura de 1,14m;
- b) A marcação manual de cada um dos 5 pontos anatômicos;
- c) A conferência de todo o ciclo após a marcação, visando garantir a correta marcação dos pontos anatômicos;
- d) A filtragem dos dados, utilizando-se suavização por média móvel das curvas e filtro passa-baixa de 8Hz;
- e) A geração dos arquivos com os ângulos e as coordenadas resultantes.

#### 4.5 DETERMINAÇÃO DAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS

Os dados fornecidos pelo SIMI Motion foram as coordenadas  $x$  e  $y$  para cada ponto anatômico e os ângulos articulares. Para obtenção dos ângulos do tornozelo, joelho, quadril e tronco usou-se o modelo da Figura 13. O ângulo do tronco é o único ângulo segmentar pois foi obtido em relação à linha vertical. Os dados angulares foram normalizados temporalmente de 0 a 100% por meio de rotinas do tipo *spline* através de um *software* especialmente desenvolvido.

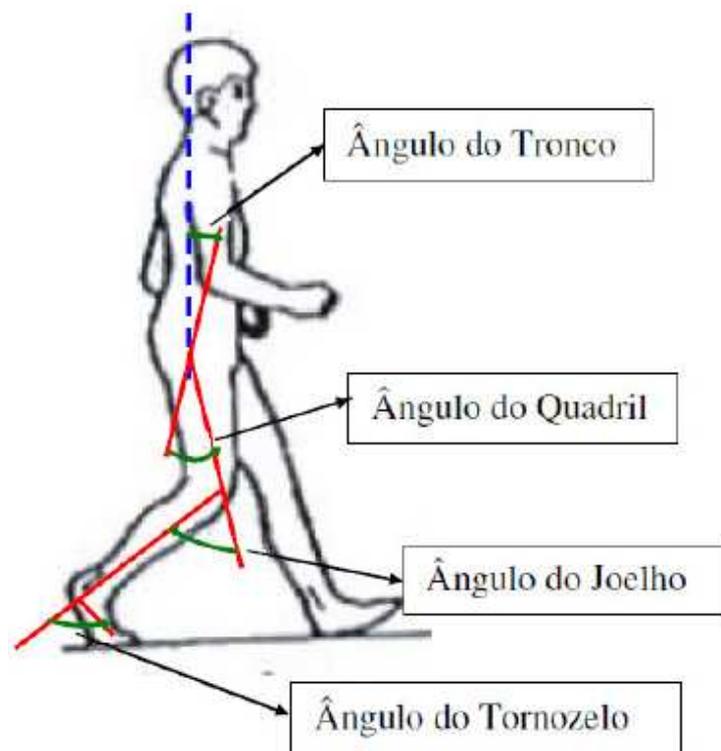


Figura 13 - Demonstração do modelo biomecânico utilizado no estudo.

A partir dos dados angulares e das coordenadas, foi possível obter as variáveis para o estudo que são apresentadas no Quadro 2.

VARIÁVEIS LINEARES	
Comprimento da passada	Diferença entre a coordenada no eixo <i>x</i> do ponto do maléolo lateral no <i>frame</i> inicial e no <i>frame</i> final da passada.
Tempo da passada	Razão entre o número total de frames da passada e a frequência de filmagem (30 fps).
Velocidade da passada	Razão entre o comprimento da passada e o tempo da passada.
% da fase de apoio	Razão entre o número de <i>frames</i> do apoio e o número de <i>frames</i> da passada multiplicados por 100.*
VARIÁVEIS ANGULARES	
Amplitude de movimento	Diferença entre valor mínimo e máximo de um ângulo articular alcançado em uma passada.
Ângulo articular mínimo	Valor mínimo atingido por um ângulo articular em uma passada.
Ângulo articular máximo	Valor máximo atingido por um ângulo articular em uma passada.

Quadro 2- Determinação das variáveis lineares e angulares do estudo.

Nota: \* A fase de apoio foi considerada desde o primeiro *frame* da passada até o último *frame* no qual observou-se visualmente o desprendimento do pé em relação ao solo.

#### 4.6 PROCEDIMENTOS PARA ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os participantes caminharam com apoio das mãos da pesquisadora sendo captadas passadas não simultâneas dos hemicorpos direito (PDCA) e esquerdo (PECA). Sete destes indivíduos conseguiram deambular sem apoio da pesquisadora e tiveram passadas captadas (PDSA). As imagens foram transferidas para computador e foi selecionado um ciclo da marcha para análise. Como foi possível analisar três passadas do hemicorpo direito com apoio da pesquisadora, foram calculadas as médias dos valores e organizados num grupo estudo (GE), com 9 sujeitos. Estas médias foram comparadas com um grupo controle (GC) formado por dados dos

indivíduos hígidos do estudo de Ribas (2006), conforme descrito nos procedimentos metodológicos, e conta com os valores da média de três passadas.

A PDCA é a única passada do presente estudo em que foram analisadas três passadas, portanto houveram dados suficientes para realizar uma análise intra-passadas. Como nas demais situações (PDCA e PECA) apenas uma passada foi analisada, procedeu-se selecionando a passada mais nítida e que iniciava no ponto mais próximo da área central dos calibradores para comparar com as demais. O Quadro 3 apresenta um resumo das características de cada condição.

	<b>PDCA</b>	<b>PECA</b>	<b>PDSA</b>	<b>GE</b>	<b>GC</b>
HEMICORPO	Direito	Esquerdo	Direito	Direito	Direito
APOIO	Sim	Sim	Não	Sim	Não
SUJEITOS	9	9	7	9	10
N ° PASSADAS	1	1	1	3	3

Quadro 3- Características das situações do estudo

#### 4.7 PROCEDIMENTOS PARA ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todos dados foram tratados estatisticamente com o uso do *software* Statistica v 8.0. Os testes de Shapiro-Wilk e Kolmogorov-Smirnov foram utilizados para verificar a normalidade da distribuição dos dados.

Nos resultados para as variáveis lineares e angulares foram realizadas as comparações:

- a) PDCA, PECA e PDSA: Para comparar estas condições, foi utilizada ANOVA. É importante ressaltar que como a captação de imagens foi feita com apenas 1 câmera de vídeo, as condições PDCA e PECA não foram filmadas simultaneamente (Figura 14).

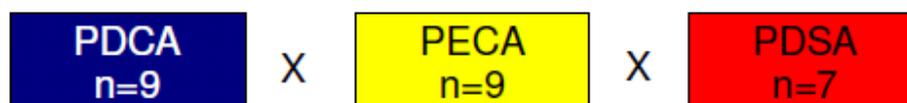


Figura 14 – Distribuição das condições do estudo (PDCA, PECA e PDSA)

- b) GE e GC: Utilizou-se o teste t de Student para amostras independentes para comparação da semelhança da amostra e também para as variáveis lineares e angulares (Figura 15).



Figura 15 – Distribuição das condições do estudo (GE e GC)

c) Análise entre as três PDCA: Utilizou-se ANOVA com medidas repetidas.

A hipótese nula utilizada para todos os testes foi que não haveriam diferenças estatisticamente significativas.

Cabe ressaltar que o modelo biomecânico entre o presente estudo e o de Ribas (2006) diferencia-se no segmento quadril, pois no trabalho dela consiste na ligação do ponto do trocânter maior e acrômio. Assim, no estudo citado, foi necessário a utilização de uma câmera fora da água e uma sub-aquática e não houve análise do segmento tronco.

O coeficiente de variação (CV) foi utilizado para verificação da variabilidade das condições do GE e do GC para dados angulares da marcha. Para obtê-lo, foram calculados o desvio padrão médio e a média das médias dos ângulos articulares de todos os participantes percorridos durante uma passada. A razão entre estes valores resultou no coeficiente de variação total da articulação para a passada estudada, conforme mostrado na equação:

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|}$$

onde  $N$  é o número de dados no ciclo médio do andar,  $X$  é a média da variável no instante em consideração e  $\sigma^2$  é a variância (WINTER, 1991).

Para verificar a repetibilidade da marcação manual dos pontos anatômicos no SIMIMotion foi realizada a marcação dos pontos da mesma passada no SIMIMotion pela pesquisadora em dois dias diferentes e, em outra ocasião, por um voluntário treinado. Em todas as articulações (tronco, quadril, joelho e tornozelo) foi feita análise de repetibilidade. Os valores angulares normalizados de cada situação acima foram comparados com o uso de Correlação de Pearson, e tiveram correlação entre 98,54% e 99,99%, demonstrando não haver diferença significativa entre as análises.

## 5 RESULTADOS

Todos os participantes do estudo foram capazes de deambular com apoio das mãos no ambiente aquático, e destes, somente um participante não conseguiu deambular sem apoio.

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos. Inicialmente será apresentada a caracterização da amostra e os resultados das avaliações físico-funcionais e, por fim, os resultados para as variáveis lineares e angulares.

### 5.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A amostra inicial para coleta de imagens foi de 11 participantes. Porém, 2 indivíduos realizavam rotação medial excessiva. Isto fazia com que os marcadores anatômicos do 5º metatarso e do maléolo lateral do pé fossem encobertos, impossibilitando a análise das coordenadas no sistema 2D adotado.

A amostra foi composta, então, por 9 participantes com lesão medular incompleta. A idade média, massa corporal e estatura dos indivíduos foi, respectivamente,  $39 \pm 14,2$  anos,  $67 \pm 9,5$  kg e  $1,70 \pm 0,07$  m. A Tabela 2 apresenta as características de cada participante.

Tabela 2 - Características antropométricas e da lesão para cada participante.

PARTICIPANTE	IDADE	MASSA CORPORAL (kg)	ESTATURA (m)	GÊNERO	TEMPO DE LESÃO (anos)	CAUSA DA LESÃO	NÍVEL ESQUELÉTICO DA LESÃO	ASIA
P1	48	65	1,71	M	1,08	atropelamento	C5, 6, 7	D
P2	43	66	1,72	M	6	atropelamento	C6	D
P3	23	53	1,74	M	1, 5	acidente de trabalho	C5, 6	D
P4	53	78	1,75	M	21	ferimento por arma de fogo	T3, 4	D
P5	31	82	1,70	M	5	acidente motociclístico	C4, 5	D
P6	57	57,5	1,56	F	33	tumor medular	T 12, L1	D
P7	18	57	1,73	M	2,25	ferimento por arma de fogo	C5	D
P8	51	69	1,74	M	10	queda de nível	L1	C
P9	29	70	1,60	M	1,75	ferimento por arma de fogo	L1	C

A Tabela 3 apresenta a média  $\pm$  desvio padrão para idade, IMC, estatura e massa corporal dos 9 participantes do estudo (GE) e dos 10 participantes do grupo controle (GC) provenientes do estudo de Ribas (2006). O GC foi selecionado de forma que houvesse pareamento dos dados antropométricos entre os dois grupos. Foi aplicado teste t de Student para amostras independentes

e observa-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre estatura, massa corporal e IMC. Somente a idade, que não foi um critério de pareamento, apresentou diferença estatisticamente significativa.

Tabela 3 – Média dos dados antropométricos para os grupos GE e GC.  
Valor p obtido com teste t de Student para amostras independentes.  
Valores de  $p > 0,05$  indicam significância estatística.

<b>DADOS ANTROPOMÉTRICOS</b>			
	<b>GE</b>	<b>GC</b>	<b>p</b>
<b>IDADE (anos)</b>	39,2(±14,2)	24,4 (±3,5)	0,012
<b>ALTURA (m)</b>	1,70(±0,07)	1,71(±0,04)	0,599
<b>MASSA (kg)</b>	66,5 (±9,6)	66,0 (±4,1)	0,943
<b>IMC</b>	23,1 (±3,6)	22,5 (±2,3)	0,675

## 5.2 RESULTADOS PARA AS AVALIAÇÕES FÍSICO-FUNCIONAIS

A Tabela 4 mostra os resultados obtidos com a avaliação físico-funcional, registrados antes da coleta de imagens, para cada um dos nove participantes deste estudo. O valor considerado normal segundo a escala de Wexler (CIPRIANO, 2005) para os reflexos tendíneos profundos é de 2. Observa-se, então, que as maiores alterações estão nos membros inferiores (MMII), especialmente no músculo tríceps sural. Com respeito à espasticidade dos MMII dos participantes, nota-se que a maioria dos grupos musculares avaliados apresenta grau leve a moderado (valores de 2 e 3). O exame de força muscular revelou maior fraqueza na musculatura abaixo dos joelhos (dorsiflexores, plantiflexores e extensores dos dedos) e o grupo muscular nos MMII com maior graduação de força foi o dos extensores do joelho.

Verifica-se que sete participantes foram classificados como ASIA D (há função motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos-chave abaixo do nível neurológico está com grau 3 ou mais) e dois participantes como ASIA C (há função motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos-chave abaixo do nível neurológico está abaixo do grau 3).

Os valores obtidos para a escala WISCI II (2001) mostram que três participantes conseguiram deambular por 10 metros utilizando 2 muletas e órteses (valor de 12); dois participantes deambularam por 10 metros com 2 muletas, porém sem o uso de órteses (valor de 16); um participante utilizou apenas 1 bengala ou muleta (valor de 19) e três participantes deambularam por 10 metros sem nenhum tipo de auxílio / suporte (valor de 20). É interessante ressaltar, no entanto, que apenas um participante (P7) deambula habitualmente de forma

independente no solo. Outro ponto a ser observado é que o participante P6 utiliza habitualmente locomoção com cadeira de rodas, embora apresente capacidade para deambular somente com uma bengala nas condições de teste.

Com relação à experiência anterior em ambiente aquático é possível visualizar que 6 participantes não tinham tido contato para fins terapêuticos ou de natação com este ambiente. Os outros 3 participantes já haviam sido tratados com hidroterapia anteriormente.

Tabela 4 - Resultados da avaliação físico-funcional

		P1		P2		P3		P4		P5		P6		P7		P8		P9	
		D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E
R E F L E X O S	Bíceps braquial	1	2	0	0	3	3	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2
	Braquirradial	1	2	0	0	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
	Tríceps braquial	2	4	2	2	2	3	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2
	Quadríceps	4	4	4	4	3	3	2	2	2	2	2	2	3	2	2	2	2	2
	Tríceps sural	3	3	1	0	3	4	1	2	2	2	2	1	1	2	0	0	0	0
A S H W O R T H	Flexores do Quadril	3	2	2	3	3	3	1	1	2	2	1	1	3	2	3	3	2	3
	Adutores do Quadril	3	3	3	3	3	3	2	2	3	2	1	1	2	3	2	2	2	2
	Extensores do Joelho	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1	2	2	2	2	1	1
	Flexores do Joelho	3	3	2	2	3	3	1	1	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2
	Plantiflexores	2	2	2	2	4	4	1	1	2	2	1	1	2	2	1	1	2	2
F O R Ç A	Flexores Cotovelo	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	4	4	5	5	5	5	5	4
	Extensores Punho	5	5	5	5	3	3	5	5	4	5	5	5	5	4	5	5	5	4
	Extensores Cotovelo	4	4	5	5	4	3	5	5	5	4	4	4	5	5	5	5	5	4
	Flexores do Carpo	2	4	5	5	4	3	5	5	3	5	5	5	5	5	5	5	5	4
	Abdutores dos Dedos	0	3	1	0	1	0	4	5	1	4	5	5	3	3	5	5	4	3
M U S C U L A R	Flexores Quadril	4	4	4	4	5	5	4	1	5	3	3	3	5	5	3	3	5	5
	Extensores Joelho	5	5	5	5	5	5	4	4	4	5	5	5	5	5	5	5	4	4
	Dorsiflexores	3	4	5	5	4	4	3	2	2	5	5	5	5	5	0	0	1	1
	Extensores dos Dedos	5	5	4	3	5	4	4	3	0	4	5	5	5	5	0	0	0	1
	Plantiflexores	4	5	5	5	4	4	3	3	2	5	5	5	5	5	0	0	0	1
	Isquiotibiais	3	4	5	5	5	5	4	4	4	4	4	4	5	5	4	4	3	4
ASIA	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	C	C				
WISCI	20	16	12	12	20	19	20	12	16										
Locomoção habitual	B/1T	2C	2C/2T	2C/1T	2C/1T	CR	IND	2C/2T	2C										
Experiência prévia em AA	não	não	não	sim	sim	não	sim	não	não										

Nota – B: Bengala; T: Tala; C: Muleta Canadense; CR: Cadeira de Rodas; IND: independente; AA: Ambiente Aquático

### 5.3 RESULTADOS PARA AS VARIÁVEIS LINEARES

Os testes de Shapiro-Wilk e Kolmogorov-Smirnov demonstraram que, com exceção do segmento tronco na PDCA, todas as demais variáveis apresentaram distribuição normal. A análise inter-passadas da situação PDCA por meio da ANOVA com medidas repetidas não demonstrou haver diferença estatisticamente significativa ( $p>0,05$ ).

A Tabela 5 mostra os valores médios para a comparação entre os dados lineares da passada direita com apoio (PDCA), da passada esquerda com apoio (PECA) e da passada direita sem apoio (PDSA). Para as variáveis tempo, duração da fase de apoio, comprimento e velocidade da passada ANOVA não apontou diferença estatisticamente significativa entre os 3 grupos do estudo. Isso indica que os resultados destas variáveis não foram influenciados significativamente pelo apoio nas mãos durante a caminhada ou pelo lado do corpo analisado.

Tabela 5 – Média dos valores das variáveis lineares da PDCA, PECA e PDSA. Valor p obtido com ANOVA. Valores de  $p>0,05$  indicam significância estatística.

<b>DADOS LINEARES</b>				
	<b>PDCA (n=9)</b>	<b>PECA (n=9)</b>	<b>PDSA (n=7)</b>	<b>p</b>
<b>TEMPO DA PASSADA (s)</b>	4,0 ( $\pm 0,9$ )	4,0 ( $\pm 0,7$ )	4,4 ( $\pm 1,6$ )	0,568
<b>DURAÇÃO DO APOIO DA PASSADA (%)</b>	68,9% ( $\pm 6\%$ )	70% ( $\pm 6\%$ )	70% ( $\pm 7\%$ )	0,640
<b>COMPRIMENTO DA PASSADA (m)</b>	0,71 ( $\pm 0,22$ )	0,72 ( $\pm 0,26$ )	0,67 ( $\pm 0,31$ )	0,444
<b>VELOCIDADE DA PASSADA (m/s)</b>	0,18 ( $\pm 0,05$ )	0,18 ( $\pm 0,05$ )	0,17 ( $\pm 0,10$ )	0,852

Na Tabela 6 é apresentada a média dos valores das variáveis lineares de 3 passadas do lado direito realizadas com apoio (GE) e de 3 passadas do GC. A aplicação do teste t de Student para amostras independentes demonstra que há diferença estatisticamente significativa para as variáveis tempo, comprimento e velocidade da passada entre os dois grupos. Verifica-se, assim, que os indivíduos com LME andam mais lentamente no ambiente aquático e com menor comprimento de passada que indivíduos hígidos. O valor do percentual de apoio da passada não foi calculado no estudo de Ribas (2006) e, portanto, não consta na tabela.

Tabela 6 – Média dos valores das variáveis lineares do GE e do GC. Valor p obtido com teste t de Student para amostras independentes. Valores de  $p>0,05$  indicam significância estatística.

<b>DADOS LINEARES</b>			
	<b>GE</b>	<b>GC</b>	<b>p</b>
<b>TEMPO DA PASSADA (s)</b>	4,0 ( $\pm 0,9$ )	2,7 ( $\pm 0,4$ )	0,001
<b>DURAÇÃO DO APOIO DA PASSADA (%)</b>	68,5% ( $\pm 6\%$ )	60%	-
<b>COMPRIMENTO DA PASSADA (m)</b>	0,67 ( $\pm 0,20$ )	1,08 ( $\pm 0,10$ )	<0,001
<b>VELOCIDADE DA PASSADA (m/s)</b>	0,17 ( $\pm 0,05$ )	0,40 ( $\pm 0,06$ )	<0,001

#### 5.4 RESULTADOS PARA AS VARIÁVEIS ANGULARES

A média dos valores da PDCA, PECA e PDSA obtidos para as variáveis angulares durante a marcha em ambiente aquático são mostradas na Tabela 7. Novamente ANOVA não apontou diferença estatisticamente significativa entre os três grupos do estudo.

Tabela 7 – Média dos valores angulares máximo, mínimo e da amplitude de movimento para as articulações do tronco, quadril, joelho e tornozelo para as situações PDCA, PECA e PDSA. Valor p obtido com ANOVA. Valores de  $p > 0,05$  indicam significância estatística.

<b>DADOS ANGULARES</b>				
	<b>PDCA (n=9)</b>	<b>PECA (n=9)</b>	<b>PDSA (n=7)</b>	<b>P</b>
<b>ADM TRONCO</b>	12,6 ( $\pm 4,9$ )	17,5 ( $\pm 9,6$ )	16,0 ( $\pm 4,5$ )	0,699
<b>ADM QUADRIL</b>	33,5 ( $\pm 16,5$ )	33,8 ( $\pm 15,0$ )	31,2 ( $\pm 12,9$ )	0,172
<b>ADM JOELHO</b>	58,9 ( $\pm 29,3$ )	63,2 ( $\pm 26,1$ )	56,0 ( $\pm 29,2$ )	0,276
<b>ADM TORNOZELO</b>	24,5 ( $\pm 12,1$ )	22,2 ( $\pm 9,7$ )	22,8 ( $\pm 10,3$ )	0,537
<b>ÂNGULO MÁX TRONCO</b>	14,5 ( $\pm 6,8$ )	20,7 ( $\pm 10,4$ )	16,8 ( $\pm 6,0$ )	0,163
<b>ÂNGULO MÁX QUADRIL</b>	39,1 ( $\pm 17,6$ )	43,3 ( $\pm 12,0$ )	38,2 ( $\pm 15,3$ )	0,314
<b>ÂNGULO MÁX JOELHO</b>	65,3 ( $\pm 36,7$ )	71,0 ( $\pm 23,1$ )	58,9 ( $\pm 38,8$ )	0,304
<b>ÂNGULO MÁX TORNOZELO</b>	61,0 ( $\pm 12,8$ )	58,8 ( $\pm 14,6$ )	60,7 ( $\pm 14,7$ )	0,699
<b>ÂNGULO MÍN TRONCO</b>	2,0 ( $\pm 6,7$ )	3,2 ( $\pm 6,3$ )	0,7 ( $\pm 7,6$ )	0,174
<b>ÂNGULO MÍN QUADRIL</b>	5,5 ( $\pm 13,8$ )	9,5 ( $\pm 7,6$ )	7,0 ( $\pm 10,2$ )	0,818
<b>ÂNGULO MÍN JOELHO</b>	6,4 ( $\pm 16,5$ )	7,8 ( $\pm 13,2$ )	2,9 ( $\pm 17,6$ )	0,894
<b>ÂNGULO MÍN TORNOZELO</b>	40,3 ( $\pm 8,2$ )	40,4 ( $\pm 11$ )	37,9 ( $\pm 9,9$ )	0,319

A Tabela 8 apresenta a média dos valores das variáveis angulares de 3 passadas do lado direito realizadas com apoio (GE) e de 3 passadas do GC. A aplicação do teste t de Student para amostras independentes demonstra que há diferença estatisticamente significativa somente para a variável ângulo máximo do tornozelo, no entanto não há alteração significativa da amplitude de movimento desta articulação. O estudo de Ribas (2006) não analisou a variação angular do tronco e, portanto estes valores não constam na tabela.

Tabela 8 – Média dos valores angulares máximo, mínimo e da amplitude de movimento para as articulações do quadril, joelho e tornozelo para as situações GE e GC.

Valor p obtido com teste t de Student para amostras independentes.

Valores de  $p > 0,05$  indicam significância estatística.

<b>DADOS ANGULARES</b>			
	<b>GE</b>	<b>GC</b>	<b>p</b>
<b>ADM TRONCO</b>	12,9 ( $\pm 5,3$ )	-	-
<b>ADM QUADRIL</b>	34,6 ( $\pm 17,2$ )	36,6 ( $\pm 8,9$ )	0,498
<b>ADM JOELHO</b>	59,12 ( $\pm 29,0$ )	63,8 ( $\pm 6,9$ )	0,289
<b>ADM TORNOZELO</b>	24,9 ( $\pm 9,2$ )	29,2 ( $\pm 5,0$ )	0,088
<b>ÂNGULO MÁX TRONCO</b>	14,4 ( $\pm 6,0$ )	-	-
<b>ÂNGULO MÁX QUADRIL</b>	40,6 ( $\pm 18,2$ )	34,0 ( $\pm 11,2$ )	0,677
<b>ÂNGULO MÁX JOELHO</b>	64,7 ( $\pm 36,3$ )	67,5 ( $\pm 5,7$ )	0,465
<b>ÂNGULO MÁX TORNOZELO</b>	60,5 ( $\pm 13,7$ )	76,4 ( $\pm 3,2$ )	<b>0,01</b>
<b>ÂNGULO MÍN TRONCO</b>	1,4 ( $\pm 6,4$ )	-	-
<b>ÂNGULO MÍN QUADRIL</b>	5,9 ( $\pm 13,5$ )	-2,6 ( $\pm 6,5$ )	0,155
<b>ÂNGULO MÍN JOELHO</b>	5,6 ( $\pm 16,1$ )	3,7 ( $\pm 3,5$ )	0,641
<b>ÂNGULO MÍN TORNOZELO</b>	39,9 ( $\pm 7,6$ )	47,2 ( $\pm 3,8$ )	0,131

A Figura 14 traz os gráficos das médias de 3 ciclos da passada direita realizada com apoio (GE) e de 3 ciclos da marcha do GC com respectivo desvio padrão, referentes às trajetórias angulares do quadril, joelho e tornozelo. Os valores positivos indicam movimento no sentido da flexão das articulações, e os negativos no sentido da extensão. De acordo com o modelo biomecânico utilizado nos estudos o ângulo neutro para o movimento do tornozelo é de  $60^\circ$ .

Observa-se que o movimento da articulação do quadril do GE inicia mais no sentido da extensão do que no GC. Enquanto esta última permanece estendendo-se até alcançar valores negativos no final da fase de apoio (considerado em torno dos 60%), o valor mínimo do GE fica mais no sentido da flexão e alcança seu ponto de inflexão antes do final da fase de apoio (aos 68,5% do ciclo).

A articulação do joelho apresentou a curva média mais próxima entre os dois grupos. A maior diferença está no final da fase de apoio, na qual o GC inicia a flexão por volta dos 60% enquanto o GE inicia este movimento previamente, indicando que o joelho permanece mais no sentido da flexão durante toda a fase de apoio.

Verifica-se que a articulação do tornozelo do GE manteve-se mais no sentido da plantiflexão aproximadamente  $10^\circ$  em todo o ciclo da marcha. Além disso, ocorre manutenção do movimento de extensão mesmo após o início da fase de balanço, praticamente sem recuperação no sentido da dorsiflexão como ocorre no GC.

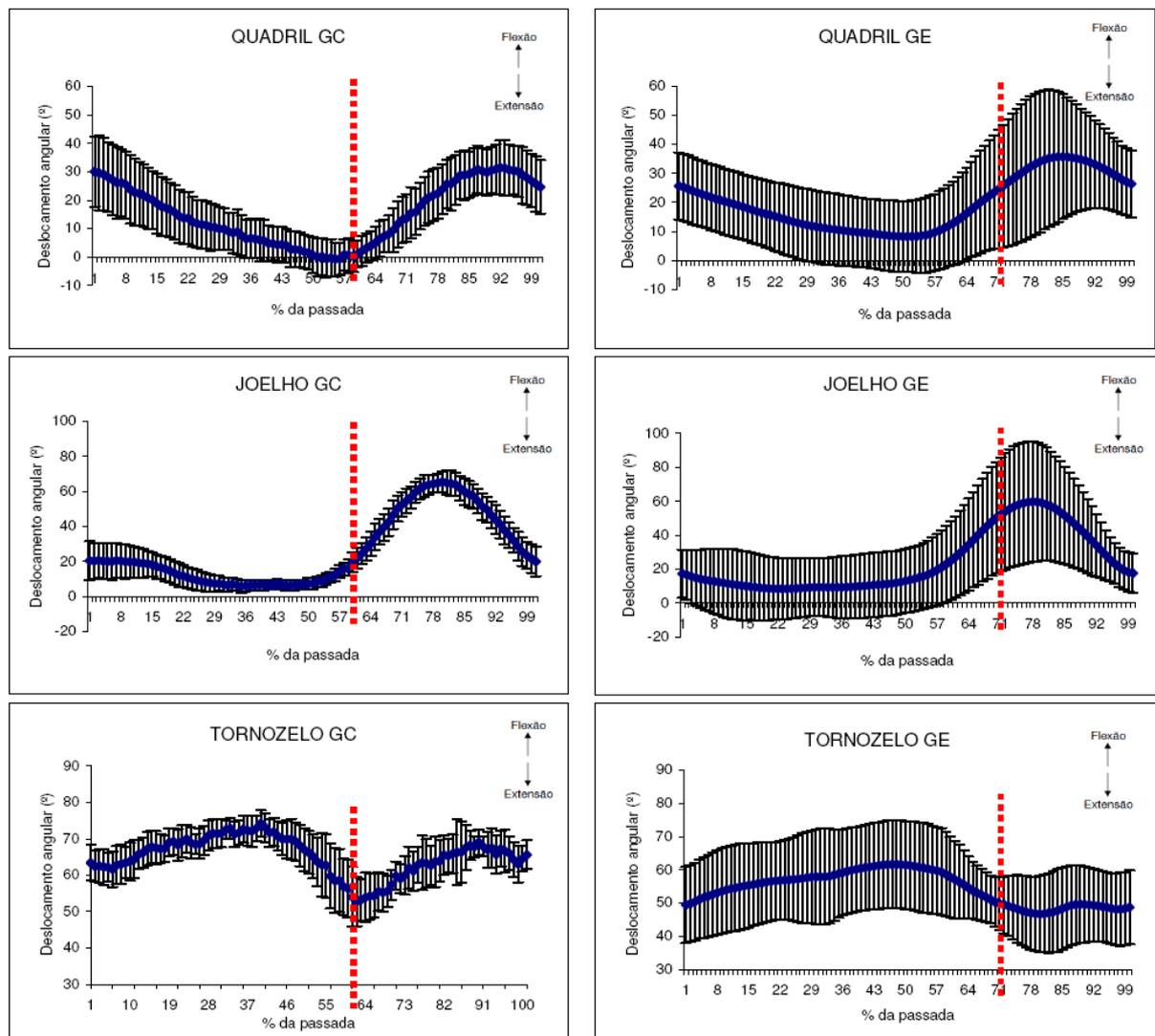


Figura 14 – Média de 3 passadas direita realizadas com apoio (GE) e de 3 ciclos da marcha do GC com respectivo desvio padrão, referentes às trajetórias angulares do quadril, joelho e tornozelo. A linha vermelha indica o início da fase de balanço.

A Tabela 9 traz o Coeficiente de Variação (CV) para as trajetórias angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo para o GE e GC. Percebe-se que o GE apresenta valores maiores que o GC, evidenciando que os lesados medulares tiveram variabilidade maior do movimento articular do que os indivíduos hígidos. Nota-se também que a maior diferença entre os grupos encontra-se na articulação do joelho.

Tabela 9 – Valores do Coeficiente de Variação para média de 3 passadas das articulações do quadril, joelho e tornozelo do GE e do GC.

<b>COEFICIENTE DE VARIAÇÃO</b>		
	<b>GE</b>	<b>GC</b>
<b>QUADRIL</b>	74%	54%
<b>JOELHO</b>	89%	24%
<b>TORNOZELO</b>	22%	8%

## 6 DISCUSSÃO

Nesta pesquisa foram investigados aspectos cinemáticos da marcha de pessoas com LME incompleta em ambiente aquático. Para tanto, utilizou-se a captura de imagens no plano sagital enquanto caminhavam em ambiente aquático com apoio das mãos e independentemente. Na situação com apoio, as imagens foram capturadas no hemicorpo direito e esquerdo. Os resultados da marcha com apoio do hemicorpo direito foram comparados com dados provenientes de um estudo com indivíduos hígidos (RIBAS, 2006).

Partiu-se da premissa que haveria diferença significativa entre a marcha desempenhada com e sem apoio, entre os dois hemicorpos e entre os indivíduos com LME e os hígidos. Todos os participantes com LME foram aptos a deambular em ambiente aquático, mesmo sem ter passado por treinamento prévio, e oito participantes conseguiram deambular independentemente em ambiente aquático.

Neste capítulo serão apresentadas as análises das características dos participantes e da avaliação fisioterapêutica. Em seguida serão discutidos os resultados das variáveis lineares para todas as situações do estudo e, por fim, os valores obtidos para as variáveis angulares.

### 6.1 CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES

Este estudo contou com a participação de 9 pessoas com LME de etiologia traumática ou não, sendo que as duas principais causas de lesão dos participantes foram acidentes de trânsito (3 casos) e ferimento por arma de fogo (3 casos). Devido à dificuldade de seleção e adesão dos participantes, o grupo foi composto por diferentes níveis de lesão. Do total de participantes, 5 tinham lesão em coluna cervical, 2 em coluna torácica e 2 em coluna lombar

Segundo a National SCI Statistical Center dos EUA (2009), que estudou 26.189 indivíduos naquele país, as causas mais comuns para LME foram acidentes automobilísticos (42,1%), seguidos por quedas (26,7%) e atos de violência (15,1%). A maioria destes indivíduos (30,1%) ficou com tetraplegia incompleta e 25,6% com paraplegia completa. O estudo de Sekhon e Fehlings (2001) demonstra uma incidência de 40-50% de LME por acidente de trânsito e predomínio de lesão na região cervical (55%). Campos et al. (2008) fizeram um estudo retrospectivo em 100 prontuários no estado de São Paulo, com pessoas com LME em qualquer

nível, e encontraram que 40% das LME ocorreram por quedas e 25% por acidentes automobilísticos. Nos dados apresentados, 36% possuíam tetraplegia, e 64% eram paraplégicos. Com base nestes dados, verifica-se que as causas de LME variam conforme a população estudada.

No geral, as avaliações físico-funcionais apresentam valores mais próximos aos normais para os reflexos tendíneos profundos, espasticidade e grau de força muscular na musculatura de extensores de joelho. Tal resultado explica-se, provavelmente, pela maior preservação neurológica da musculatura da coxa, uma vez que quanto mais distal o segmento corporal, como no caso da perna e do pé, maior a probabilidade de que o trato espinhal responsável pela sua inervação tenha sido afetado.

Por meio da avaliação percebe-se que a maioria dos participantes possui ASIA D e consegue deambular em ambiente terrestre com algum tipo de auxílio, o que corrobora os dados de Patrick (2003) que refere que aproximadamente 86% de pessoas com tetraplegia incompleta recuperam alguma capacidade de marcha. Percebe-se, ainda, que a maioria dos participantes depende do uso de muletas canadenses na sua rotina. Entretanto, no ambiente aquático apenas um participante foi incapaz de deambular sem apoio, o que evidencia que neste ambiente é possível movimentar-se de forma mais independente que em terra, conforme relatado por Israel (2000b).

## 6.2 ANÁLISE DAS VARIÁVEIS LINEARES

Os resultados para as variáveis tempo, duração da fase de apoio, comprimento e velocidade da passada, mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre a passada direita com apoio (PDCA), passada esquerda com apoio (PECA) e passada direita sem apoio (PDSA). Inicialmente, acreditava-se que haveria diferença estatisticamente significativa entre as passadas desempenhadas com o apoio das mãos e sem este apoio, pois a presença da pesquisadora na frente dos participantes poderia diminuir os efeitos da resistência frontal, facilitando assim o movimento dos participantes. Outra possibilidade era que a velocidade da pesquisadora influenciasse a velocidade do movimento dos participantes, o que aparentemente não ocorreu durante este estudo.

O conhecimento deste resultado pode ser importante para fisioterapeutas que trabalham com pessoas com LME no ambiente aquático, no sentido de que podem utilizar o apoio em mãos

sem temer alterar significativamente as características cinemáticas da marcha. A utilização de apoio durante a marcha de pessoas com LME representa uma possibilidade de iniciar os movimentos de deambulação em fases mais precoces da reabilitação. Barbeau (2003) refere que é importante identificar maneiras para alcançar a locomoção nos estágios iniciais da recuperação da lesão, com o mínimo de compensações (como utilizando barras paralelas, andadores, treino com suporte parcial de peso) para progredir com a redução de apoio conforme os indivíduos alcançam maior controle.

Quando se comparou o GE e o GC, percebe-se que os participantes com lesão medular deambularam com comprimento de passada menor, com maior duração da fase apoio e mais lentamente que os indivíduos hígidos do GC e também de outros estudos da marcha em ambiente aquático (BARELA, STOLF, DUARTE, 2005; BECKER et al., 2003; CHEVUTSCHI et al., 2008; GEHM et al., 2003).

Tal resultado era esperado, conforme a hipótese H3, porém é importante ressaltar que a variável velocidade dos indivíduos do GC foi mais que o dobro da alcançada para o GE. Sabe-se que a velocidade é uma variável associada com a condição de equilíbrio (KUHTZ-BUSCHBECK, 1999) e também com a mobilidade, refletindo atividades funcionais rotineiras (PRINCE et al., 1997). Estes autores acrescentam que o comprimento da passada é a maneira mais fácil de controlar a velocidade do andar. Salienta-se que no presente estudo, o comprimento da passada foi a segunda variável que mais diferiu do GC, o que corrobora com as informações de Barbeau et al. (1999).

Outra variável que reflete a diminuição da velocidade da passada é a duração da fase de balanço, pois esta variável influencia diretamente no comprimento da passada, uma vez que é durante o balanço que ocorre o avanço do corpo (ABREU; CALDAS, 2008). Neste estudo, a duração da fase de balanço no GE ficou próximo a 31,5%, ao invés do valor normativo de 40% (ROSE, GAMBLE, 1998; PERRY, 2005) e, por conseguinte, o percentual da fase de apoio foi de 68,5% para as pessoas com lesão medular.

O resultado da duração da fase de apoio de 68,5% indica que existe uma re-organização temporal dos ciclos da marcha neste ambiente para as pessoas com LME. Para indivíduos hígidos, os estudos de Barela e Duarte (2008) e de Orselli (2008) não verificaram diferenças significativas na duração das fases da marcha no AA.

Estas alterações podem ser explicadas pelas estratégias motoras utilizadas pelos indivíduos com LME para organizar e controlar o movimento em um ambiente diferente do usual e com a utilização de menos órteses e auxílio, além das limitações decorrentes da própria lesão. Tal qual nos estudos com indivíduos hígidos (BARELA, STOLF, DUARTE, 2006; CHEVUTSCHI et al., 2008; RIBAS, et al., 2007), outros fatores que podem ter contribuído com estas alterações são a força de arrasto, que aumenta a resistência aos movimentos de acordo com o quadrado da velocidade adotada, e também o fato de os próprios participantes selecionaram a velocidade confortável para executar as passadas.

### 6.3 ANÁLISE DAS VARIÁVEIS ANGULARES

No que diz respeito às amplitudes de movimento (ADM), observa-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre as condições de PDCA, PECA e PDSA. Analisando-se PDCA e PECA, de acordo com as avaliações físico-funcionais, há poucas diferenças no grau de espasticidade entre ambos os lados do corpo dos participantes e maior grau de força no hemicorpo esquerdo para os grupos musculares examinados, exceto para os flexores de quadril. Em função, disso e pelo fato de que lesões incompletas de medula espinhal geralmente têm caráter assimétrico, com maior acometimento de um lado do corpo, acreditava-se que haveria maior ADM para o hemicorpo esquerdo dos participantes. Contudo, os resultados obtidos levam a crer que os movimentos dependem de mais fatores além da força de grupos musculares isolados.

De fato, Scivoletto et al. (2008) avaliaram a marcha em terra de 65 indivíduos com LME crônica e concluíram que além da força e espasticidade, os fatores equilíbrio e idade estão estritamente correlacionados com o desempenho da marcha. Já Krawetz e Nance (1996) analisaram por meio da cinemetria a marcha de 27 lesados medulares classificados como ASIA D. Eles relataram que as variações da marcha após LME são devidas principalmente à espasticidade e ao nível de lesão. Em estudo com sequelados de acidente vascular cerebral, Dyer et al. (2009) referem que espasticidade e déficit de coordenação estão freqüentemente presentes nos membros paréticos, alterando o padrão de movimento.

Após a análise dos resultados das variáveis lineares e angulares para as situações PDCA, PECA e PDSA rejeitam-se as hipóteses H1 e H2, pois não houve diferença estatisticamente significativa entre as situações determinadas para o estudo.

Comparando-se os resultados da GE com o GC, percebe-se que não há diferença estatisticamente significativa para as ADM's articulares do quadril, joelho e tornozelo, embora o ângulo máximo do tornozelo tenha diferido significativamente entre os grupos.

O valor máximo para o ângulo do tornozelo permaneceu inferior no GE, demonstrando haver menor movimento no sentido da dorsiflexão nos indivíduos com LME. Salienta-se que mesmo com diferença estatisticamente significativa entre os ângulos máximos dos tornozelos dos dois grupos, a ADM não apresentou diferença estatisticamente significativa, o que leva a crer que houve uma compensação do movimento no sentido da plantiflexão. Segundo Perry (2005) tal posição pode contribuir para a maior duração da fase de apoio e para a redução da velocidade da passada no grupo com LME, pois o pé realiza o apoio no chão mais precocemente.

A articulação do tornozelo e o pé possuem a inervação mais distal e por isso lesões da medula espinhal podem acarretar menor controle dos movimentos nesta região. Os resultados da avaliação físico-funcional vão ao encontro deste fato, pois os valores mais alterados para força muscular e reflexos miotendíneos foram encontrados na região abaixo do joelho.

Portanto, se aceita H3 já que se verificou diferença estatisticamente significativa entre as variáveis cinemáticas de pessoas com LME e indivíduos hígidos.

Com relação às trajetórias angulares apresentadas na Figura 13 percebe-se qualitativamente que as curvas apresentam algum grau de similaridade para as articulações do quadril, joelho e tornozelo entre as condições GE e GC. Contudo, numa análise mais apurada, observa-se que se comparando as trajetórias em função da fase de apoio e de balanço, notam-se diferenças principalmente para as articulações de quadril e joelho.

A articulação do quadril apresenta maior flexão na fase de apoio terminal para os lesados medulares. Enquanto o GC acaba a fase de apoio próximo do ponto de extensão máxima, o GE acaba a mesma fase aproximadamente na metade da curva de flexão. Perry (2005) relata que a perda da extensão do quadril no final da fase de apoio da marcha ameaça a estabilidade de sustentação de peso. A autora também afirma que este padrão contribui para impedir a progressão natural da marcha.

Na articulação do joelho, também são encontradas diferenças do mesmo tipo entre os grupos. O GC inicia a fase de balanço pouco após o joelho atingir seu pico de extensão. Já o GE inicia esta fase mais próximo ao valor máximo de flexão.

Observa-se, ainda, que estas duas articulações mantêm-se mais flexionadas no GE durante todo o ciclo da marcha. Como as passadas acabam em uma posição similar nos dois grupos, pode-se inferir que a reorganização do movimento do quadril até o final da fase de apoio tem intuito de compensar as deficiências das outras articulações, visando garantir que a transferência de peso para a fase de apoio seguinte ocorra adequadamente.

Outro fator a ser considerado é a presença da resistência frontal no ambiente aquático. Sua ação durante a deambulação pode ter levado os participantes a flexionar mais as articulações do quadril e joelho, com o intuito de alterar a forma do corpo e assim diminuir os efeitos da força de arrasto, conforme referido por Pöyhönen et al. (2001), Barela e Duarte (2008) e Chevutski et al. (2008).

Já a articulação do tornozelo, apresenta maiores diferenças na fase de balanço. Nesta fase o tornozelo permanece praticamente imóvel após alcançar a extensão máxima, não recuperando a dorsiflexão, importante no pré-posicionamento do pé para o efetuar novo contato com o chão, como ocorre no GE. Infere-se que isto ocorra pela diminuição do controle nesta articulação, evidenciada na avaliação físico-funcional. Ou seja, aparentemente a articulação do tornozelo depende mais da resposta mecânica da articulação talocrural do que do controle neuromuscular do segmento.

Grasso et al. (2004) referem que indivíduos com LME geralmente recuperam a cinemática do pé por meio da implementação de novas estratégias de coordenação que envolvem o tronco associado aos membros inferiores. Verificou-se qualitativamente durante a análise das imagens que contrações ipsilaterais e contra-laterais do tronco provavelmente compensavam os movimentos dos membros inferiores. Perry (2005) refere:

A compensação mais direta para a falta de dorsiflexão adequada do tornozelo no balanço é o aumento da flexão do quadril para elevar o membro, e portanto o pé. Enquanto a coxa é elevada, o joelho flete em resposta à gravidade. Devido ao deslocamento no joelho ser mais visível, ele com frequência é erroneamente considerado a compensação primária para o arrastar do pé. A flexão do joelho sem a flexão do quadril, contudo, direcionaria a tibia posteriormente e na verdade aumentaria a postura em equino do pé, ao invés de elevar os dedos (PERRY, 2005).

Desta maneira, pode-se dizer que, para a amostra e condições deste estudo, um aspecto fisioterapêutico importante seria a facilitação que o empuxo promove para a flexão do quadril no ambiente aquático. Pode-se inferir ainda, que é provável que o comportamento desta articulação seja o facilitador da habilidade de pessoas com lesão medular deambularem no ambiente aquático de forma independente. Assim, durante a elaboração do plano de tratamento, seria interessante o fisioterapeuta trabalhar o movimento do quadril. Esta inferência baseia-se também no estudo de Van der Salm et al. (2005), que referem que para a recuperação da marcha de pessoas com LME deve-se focar o quadril e joelho e não somente o tornozelo como comumente é realizado.

Contudo, é importante ressaltar que valores que compõem as trajetórias estudadas nesta pesquisa representam as médias dos ângulos num dado momento das passadas e que devido aos altos valores encontrados para o desvio padrão e o coeficiente de variação, deve-se levar em consideração as características não homogêneas da amostra estudada.

Tal variação provavelmente reflete as estratégias individuais desenvolvidas pelos lesados medulares para desempenhar a marcha no ambiente aquático (os apêndices C e D trazem os gráficos individuais e com o desvio padrão para cada condição deste estudo). Os dados do estudo de Grasso et al. (2004) corroboram esta informação. Os autores referem que no treino da marcha usando suporte parcial de peso as estratégias adotadas por indivíduos com LME diferiram grandemente entre os indivíduos. Deve-se considerar também, os baixos valores que os participantes com LME alcançaram para velocidade, pois Winter (1984) refere que o CV diminui conforme se aumenta a velocidade da passada.

Portanto, pode-se dizer que as pessoas com LME reproduzem, grosseiramente, o padrão de curvas encontrado para indivíduos hígidos porém, com características espaço-temporais próprias. Assim, o ambiente aquático, com redução do peso aparente e facilitação dos movimentos, proporciona a eles o tempo requerido para fazer os ajustes motores necessários para desempenhar o ato de andar. Tal fato indica que a marcha de pessoas com LME no ambiente aquático representa uma forma de ganho terapêutico em busca da maior habilidade motora visando à funcionalidade e maior independência.

Por fim, reporta-se ao estudo de Shumway-Cook e Woollacott (2003) que referem que a base para o movimento humano seria a interação entre o indivíduo, a tarefa proposta e o ambiente na qual ela será desenvolvida. Neste sentido, as autoras sentenciam que “a adaptação às mudanças no contexto ambiental é parte essencial da recuperação da função. Assim, os pacientes

são auxiliados a aprender várias formas de solucionar o objetivo da tarefa, no lugar de um único padrão de ativação do músculo.”

#### 6.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este estudo teve como foco somente a análise cinemática da marcha com um sistema bidimensional, o que impossibilitou a análise das frequentes compensações no plano coronal observadas durante a coleta de dados. Também não foi realizada a análise cinética e eletromiográfica, que certamente contribuiria para uma análise mais acurada a respeito das estratégias motoras desenvolvidas pelos participantes no ato de andar em ambiente aquático.

O número de passadas analisadas em cada situação também pode ser considerado um fator limitante, pois a análise intra-sujeito permitiria verificar a variabilidade de cada indivíduo e então, estabelecer se há uma estratégia motora ou padrão adotado para a marcha aquática de pessoas com LME. Apesar de terem sido incluídos no presente estudo somente indivíduos com ASIA C e D, a heterogeneidade dos níveis de lesão da amostra e seu pequeno número pode ser considerado outro fator limitante, bem como o grau de experiência prévia dos participantes no ambiente aquático.

Dessa forma, sugestões para trabalhos futuros incluem análise tridimensional da marcha de pessoas com LME no ambiente aquático, com análises de uma quantia maior de passadas de cada indivíduo e com delimitação dos níveis de lesão. Outro trabalho que traria grandes contribuições, principalmente na área da Fisioterapia, seria avaliar quantitativamente a efetividade de um tratamento de pessoas com LME por meio da hidroterapia.

## 7 CONCLUSÃO

Uma vez que neste trabalho foi realizada a análise cinemática da marcha de pessoas com LME incompleta em ambiente aquático, determinando-se as características das variáveis lineares de tempo, comprimento, duração da fase de apoio e velocidade das passadas, bem como as variáveis angulares de ângulo articular máximo e mínimo e amplitude de movimento, considera-se que os objetivos propostos inicialmente foram alcançados. Os resultados obtidos indicam que:

- a) As variáveis lineares e angulares da marcha de pessoas com LME incompleta não diferiram significativamente quando executados com e sem apoio da pesquisadora e nem entre o hemicorpo direito e esquerdo. Cabe ressaltar que, a despeito das diferenças dos tipos e locais de lesão, aproximadamente 89% dos participantes conseguiram deambular no ambiente aquático sem nenhum apoio. Pode-se dizer que as propriedades físicas, principalmente o empuxo e pressão hidrostática, atuaram como uma estrutura suplementar, sustentando o corpo e facilitando os movimentos, tomando o lugar de órteses e meios de auxílio utilizados no ambiente terrestre;
- b) Pessoas com LME incompleta andam com comprimento de passada menor, com maior duração da fase apoio e mais lentamente que os indivíduos hígidos, embora a amplitude de movimento das articulações não tenha diferido significativamente entre eles. Isto indica que as pessoas com LME seguem um padrão de progressão dos ângulos articulares qualitativamente semelhantes ao dos indivíduos hígidos. Porém, mostram características que requerem uma condição temporal diferenciada devido à re-organização das fases da marcha e das estratégias individuais para desempenhar o ato motor;

## REFERÊNCIAS

ABEL, R.; SCHABLOWSKI, M.; RUPP, R.; GERNER, H.J. Gait analysis on the treadmill – monitoring exercise in the treatment of paraplegia. **Spinal Cord**, 2002, v.40, p.17-42.

ABRAMSON, A.S. Exercícios na Paraplegia. *In*: BASMAJIAN, J.V. **Terapêutica por exercícios**. 3. ed. São Paulo: Manole, 1980. p.397-417.

ABREU, S.S.P.; CALDAS C.P. Velocidade da marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosas praticantes e idosas não-praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. **Rev. Bras. Fisioter.**, São Carlos, v.12, n.4, p. 324-330, 2008.

ADAMS, M.M.; DITOR, D.S.; TARNOPOLSKY, M.A.; PHILLIPS, S.M.; MCCARTNEY, N.; HICKS, A.L. The Effect of Body Weight-Supported Treadmill Training on Muscle Morphology in an Individual With Chronic, Motor-Complete Spinal Cord Injury: A Case Study. **The Journal of Spinal Cord Medicine**. v.29, n.2, p.167-171, 2006.

ADAMS, J.; PERRY, J. Análise da marcha: aplicação clínica. *In*: ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Marcha humana**. São Paulo: Premier, 1998. p.147-174.

AMADIO, A.C.; COSTA, P.H.L.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; ARAÚJO, R.C.; MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. Introdução a Análise do Movimento Humano – Descrição e Aplicação dos Métodos Biomecânicos de Medição. **Rev. Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.3, n.2, p.41-54, 1999.

AMCAP. Disponível em: <[www.noeld.com](http://www.noeld.com)> Acesso em: março, 2008.

ALENCAR, J.F.; MARINO, L.F.; LUCENA, B.A.; GOMES, J.; MEDEIROS, M.L. Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos tratados no serviço de fisioterapia da UFPB. *In*: CONGRESSO DE BIOMECÂNICA. 8. 1999. **Anais do VIII Congresso de Biomecânica**, 1999. p.197-202.

ALONSO, V.K.; OKAJI, S.S.; PINHEIRO, M.T.; RIBEIRO, C.M.; SOUZA, H.P.; SANTOS, S.S.; GARANHANI, R.M. Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos. **Revista FisioBrasil**. set/out, 2002.

ARAÚJO, C.C.; MANFFRA, E.F.; RIBAS, D.I.R.; ISRAEL, V.L.; NOHAMA, P. Behavior of body center of mass during walking in water. *In: Progress in Motor Control VI Conference, 2007, Santos SP. Motor Control - The International Journal for the Multidisciplinary Study of Voluntary Movement. Champaign, Il USA: Human Kinetics, 2007. v.11, p.S178-S179.*

BARBEAU, H. Locomotor training in neurorehabilitation: emerging rehabilitation concepts. **Neurorehabil Neural Repair.** v.17, n.1, p.3-11, 2003.

BARBEAU, H.; LADOUCEUR, M.; NORMAN, K.; PEPIN, A.; LEROUX, A. Walking after spinal cord injury : Evaluation, treatment, and functional recovery. **Arch Phys Med Rehabil.** v.80, p.225-235, 1999

BARELA, A.M.F.; STOLF, S.F.; DUARTE, M. Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. **Journal of Electromyography and Kinesiology,** p.1-7, 2005.

BARELA, A.M.F.; DUARTE, M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. **Journal of Electromyography and Kinesiology,** v.18, p.446-454, 2008.

BATES, A.; HANSON, N. **Exercícios aquáticos terapêuticos.** São Paulo: Manole, 1998. p.1-9.

BECKER, B. Princípios Físicos da Água. *In: RUOTI, R.; MORRIS, D.; COLE, A. Reabilitação Aquática.* São Paulo: Manole, 2000 (a). p.17-27.

BECKER, B. Aspectos Biofisiológicos da Hidroterapia. *In: BECKER, B.; COLE, A. Terapia Aquática Moderna.* São Paulo: Manole, 2000 (b). p.17-49.

BÍBLIA de Jerusalém. Tradução de Euclides Martins Balancin. 2. Ed. São Paulo: Paulus, 2003.

BRITO, R.N.; ROESLER, H.; HAUPENTHAL, A.; SOUZA, P.V. Análise comparativa da marcha humana em solo à subaquática em dois níveis de imersão: joelho e quadril. **Rev. Bras. de Fisioterapia,** São Carlos, v.8, n.1, p.07-12, 2004.

BROMLEY, I. **Paraplegia & Tetraplegia.** Rio de Janeiro: Revinter, 1997. p.117-140.

CAMPION, M.R. **Hidroterapia: princípios e prática.** São Paulo: Manole, 2000. p.14-22.

CAMPOS, M.F.; RIBEIRO, A.T.; LISTIK, S.; PEREIRA, C.A.B.; SOBRINHO, J.A.; RAPOPORT, A. Epidemiologia do traumatismo da coluna vertebral. **Rev. Col. Bras.** v.35, n.2, p. 88-93, 2008.

CAPADAY, C. The special nature of human walking and its neural control. **Trends in Neurosciences.** v.25, n.7, p.370-376, 2002.

CARVALHO, D.C.L.; GARLIPP, C.R.; BOTTINI, P.V.; AFAZ, S.H.; MODA, M.A.; CLIQUET JR, A. Effect of treadmill gait on bone markers and bone mineral density of quadriplegic subjects. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research.** v.9, p.1357-1363, 2006.

CHEVUTSCHIA, A.; ALBERTY, M.; LENSEL, G.; PARDESSUS, V.; THEVENON, A. Comparison of maximal and spontaneous speeds during walking on dry land and water. **Gait and Posture.** p.1-5, 2008.

CHOI, J.T.; BASTIAN, A.J. Adaptation reveals independent control networks for human walking. **Nature Neuroscience,** n.10, p.1055-1062, 2007.

CHUNG, T.M. Avaliação cinética e cinemática da marcha de adultos do sexo masculino. **Acta Fisiátrica,** 2000, v.07 (2), p.61-67.

CIPRIANO, J.J. **Manual fotográfico de testes ortopédicos e neurológicos.** 3.ed, São Paulo: Manole, 2005

DEFINO, H.L.A.; ZARDO, E.A. Trauma raquimedular. *In:* HEBERT, S.; XAVIER, R.; PARDINI JR, A.G.; BARROS FILHO, T.E.P. **Ortopedia e Traumatologia –Princípios e Prática.** 3. ed. São Paulo: Artmed, 2003. p.942-951.

DIETZ, V. Evidence for a load receptor contribution to the control of posture and locomotion. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews.** v.22, n.4, p495-499, 1998.

DIETZ, V. Body weight supported training: From laboratory to clinical setting. **Brain Research Bulletin.** v.74, p.459-463, 2008.

DIETZ, V.; HARKEMA, S.J. Locomotor activity in spinal cord injured persons. **J. Appl Physiol.** v.96, p.1954-1960, 2004.

DIETZ,V.; WIRZ, M.; COLOMBO,G.; CURT,A. Locomotor capacity and recovery of spinal cord function in paraplegic patients: a clinical and electrophysiological evaluation. **Electroencephalography Clinical Neurophysiology**. v.109, n.2, p.140-53, 1998.

DIETZ, V.; WIRZ, M.; JENSEN, L. Locomotion in patients with spinal cord injuries. **Physical Therapy**, v. 77, nº 5, p.508-516, 1997.

DITUNNO, JR, J.F.; DITUNNO, P.L.; GRAZIANI, V.; SCIVOLETTO, G.; BERNARDI, M.; CASTELLANO, V.; MARCHETTI, M.; BARBEAU, H.; FRANKEL, H.L.; D'ANDREA GREVE, J.M.; KO, H-Y; MARSHALL, R.; NANCE, P. Walking index for spinal cord injury (WISCI): an international multicenter validity and reliability study. **Spinal Cord**, n.38, p.234-243, 2000.

DITUNNO, P.L.; DITUNNO, JR, J.F. Walking index for spinal cord injury (WISCI II): scale revision. **Spinal Cord**, n.39, p.655, 2001.

DITUNNO, J. SCIVOLETTO, G. Clinical relevance of gait research applied to clinical trials in spinal cord injury. **Brain Research Bulletin**. v.78, n.1, p.35-42, 2009.

DUARTE, M. **Princípios físicos da interação entre ser humano e ambiente aquático**. (2004). Disponível em: < <http://www.usp.br/eef/lob/mario01.pdf> >. Acesso em: março, 2007.

DYER, J.O.; MAUPAS, E.; MELO, S.A.; BOURBONNAIS, D. ; FLEURY, Y.J. ; FORGET, R. Transmission in heteronymous spinal pathways is modified after stroke and related to motor incoordination. **PlosOne**. v.4, n.1, p.1-10, 2009.

ERNI, T.; COLOMBO, G. Locomotor training in paraplegic patients: a new approach to assess changes in leg muscle EMG patterns. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v.109, p.135-139, 1998.

FARIA, F. Lesões vertebro-medulares – A perspectiva da reabilitação. **Revista Portuguesa de Pneumologia**. v.12, n. 1, p. 45-53, 2006.

FERRIS,D.P.; SAWICKI,G.S.; DOMINGO,A. Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation. **Top Spinal Cord Inj Rehabil**. v.11, n.2, p. 34-49, 2005.

FIELD-FOTE, E.C. Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehabil.** v.82, p. 818-824, 2001.

FOX, R.W.; MACDONALD, A.T.; PRITCHARD, P.J. **Introdução à mecânica dos fluidos.** 6. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2006. p. 15-46.

GABILAN, Y.P.L.; PERRACINI, M.L., MUNHOZ, M.S.L.; GANANÇA, F.F. Fisioterapia Aquática para reabilitação vestibular. **Acta ORL.** p.25-30, 2006.

GEHM, F.; BECKER, R.A.; MARTINEZ, F.G.; LOSS, J.F. Análise cinemática da marcha humana em ambiente aquático – Parte I: Terra x Água. *In:* CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. 10. **Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica.** 2003. p.107-110.

GRASSO, R.; IVANENKO, Y.P.; ZAGO, M.; MOLINARI, M.; SCIVOLETTO, G.; CASTELLANO, V.; MACELLARI, V.; LACQUANITI, F. Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients. **Brain,** v.127, n. 5, p.1019-1034, 2004.

GREVE, J.M.A. A marcha normal humana. *In:* GREVE, J.M.A.; AMATUZZI, M.M. **Medicina de Reabilitação Aplicada à Ortopedia e Traumatologia.** São Paulo: Roca,1999. p.397-406.

GREVE, J.M.A.; CASTRO, A.W. Avaliação clínica e funcional da lesão medular –índices motores e sensitivos e funcionais utilizados. *In:* GREVE, J.M.A.; CASALIS, M.E.P.; BARROS FILHO, T.E.P. **Diagnóstico e tratamento da lesão da medula espinhal.** São Paulo: Roca, 2001. p.65-79.

HAAS, B.M.; BERGSTROM, E.; JAMOUS, A.; BENNIE, A. The inter rater reliability of the original and of the modified ashworth scale for the assessment of spasticity in patients with spinal cord injury. **Spinal Cord.** v.34, p.560-564, 1996.

HALL, S.J. **Biomecânica Básica.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. p.362-387.

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

HOLDEN, M.K. Gait Assessment for neurologically impaired patients: gait clinical issues. **Phys Ther.** v.66, n.10, p.1530-1539, 1993.

HORNBY, T.G.; ZEMON, D.H.; CAMPBELL, D. Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. **Physical Therapy**, v. 85, n.1, p.52-66, 2005.

INFANTINI, R.M.; RODRIGUES, E. Descrição cinemática qualitativa da marcha normal dentro da água. **Revista Fisioterapia UNICID**, v.1, n.1, p.37-44, jan/jun. 2000.

INMAN, R.S.; HEYWOOD, S.E.; DAY, A.R. Aquatic physical therapy for hip and knee osteoarthritis: Results of a single blind randomized control trial. **Physical Therapy**. v.87, n.1, p.32-43, 2007.

INMAN, V.T.; RALSTON, H.J.; TODD, F. A locomoção humana. *In*: ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Marcha humana**. São Paulo: Premier, 1998. p.1-46.

IP, D. **Ortopedic Rehabilitation, Assessment and Enablement**. Berlin: Springer-Verlag, 2007.

ISRAEL, V.L. Hidroterapia: um programa de ensino para desenvolver habilidades motoras aquáticas do lesado medular em piscina térmica. **Revista Fisioterapia em Movimento**, v.13, n.1, p.111-127, 2000a.

ISRAEL, V.L. **Hidroterapia: um programa de ensino para desenvolver habilidades motoras aquáticas do lesado medular em piscina térmica**. Tese. (Programa de Pós-Graduação em Educação Especial) - Universidade Federal de São Carlos, 2000b

KUHTZ-BUSCHBECK, J. Analysis of gait in cervical myelopathy. **Gait & Posture**. v.9, n.3, p.184-189, 1999.

KRAWETZ, P. NANCE, P. Gait analysis of spinal cord injury subjects: Effects of injury level and spasticity. **Arch Phys Med Rehabil**. v.77, p.635-638, 1996.

KRUEL, L.F.M. **Peso hidrostático e frequência cardíaca em pessoas submetidas a diferentes profundidades de água**. Santa Maria, 1994. UFSM. Dissertação. (Mestrado em Ciência do Movimento Humano) - Universidade Federal de Santa Maria.

KWON, Y.H. **DLT Method**. Disponível em: <[www.kwon3d.com](http://www.kwon3d.com)> Acesso em: março, 2008.

LUCARELI, P.R.G.; SILVA, M.M.; BERNARDI, A.A.; GREVE, J.M.D. Avaliação dos parâmetros espaço-temporais da marcha e qualidade de vida após treino de marcha em esteira com suporte de peso corpóreo em pacientes com lesão medular. *In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. 12. Anais XII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, p. 7-11, 2007.

MAC GINNIS, P.M. **Biomecânica do esporte e exercício**. Porto Alegre: ArtMed, 2002.

MACKAY-LYONS, MARILYN. Central Pattern Generation of Locomotion: A review of the evidence. **Physical Therapy**. v.82, n.1, p.69-81, 2002.

MASUMOTO, K.; TAKASUJI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWAMOTO, Y. Electromyographic analysis of walking in water in healthy humans. **Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science**. v.23, n.4, p.119-127, 2004.

MAYNARD, JR, F.M.; BRACKEN, M.B.; CREASEY, G.; DITUNNO, JR, J.F.; DONOVAN, W.H.; DUCKER, T.B.; GARBER, S.L.; MARINO, R.J.; STOVER, S.L.; TATOR, C.H.; WATERS, R.L.; WILBERGER, J.E.; YOUNG, W. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. **Spinal Cord**, n.35, p.266-274, 1997.

MELIS, E.H.; TORRES-MORENO, R.; BARBEAU, H.; LEMAIRE, E.D. Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury. **Spinal Cord**. n. 37, p.430-439, 1999.

MESQUITA, I.V. Marcha. *In: BARROS FILHO, T.E.P.; LECH, O. Exame Físico em Ortopedia*. São Paulo: Sarvier, 2001. p.82-106.

MIYOSHI, T.; SHIROTA, T.; YAMAMOTO, S.; NAKAZAWA, K.; AKAI, M. Lower limb joint moment during walking in water. **Disability and Rehabilitation**, v.25, n.21, p. 1219-1223, 2003.

MIYOSHI, T.; HIRAMATSU, K.; YAMAMOTO, S.; NAKAZAWA, K.; AKAI, M. Robotic gait trainer in water: Development of an underwater gait-training orthosis. **Disability and Rehabilitation**. v.30, n.2, p. 81-87, 2008.

MIYOSHI, T.; SHIROTA, T.; YAMAMOTO, S.; NAKAZAWA, K.; AKAI, M. Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. **Disability and Rehabilitation**, v.26, n.12, p. 724-732, 2004.

**NATIONAL INSTITUTE OF NEUROLOGICAL DISORDERS AND STROKE.** Spinal cord injury: Hope through research. Disponível em <[www.ninds.nih.gov/disorders/sci/detail\\_sci.htm](http://www.ninds.nih.gov/disorders/sci/detail_sci.htm)> Acesso em: março, 2008.

**NATIONAL SPINAL CORD INJURY STATISTICAL CENTER.** Spinal cord injury facts and figures at a glance 2009. Disponível em <[www.spinalcord.uab.edu](http://www.spinalcord.uab.edu)> Acesso em: junho, 2009.

NORKIN, C. Análise da Marcha. *In:* O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento.** 2. ed. São Paulo: Manole, 1993, p.225-249.

ORSELLI, M.I.V.; **Estimativa das forças e torques articulares em seres humanos durante o andar em piscina com água rasa.** Dissertação (Mestrado em Ciências) – Universidade de São Paulo, 2008.

ORSINI, M.; FEITAS, M.R.G.; MELLO, M.P.; ANTONOLI, R.S.; KALE, N.; EIGENHEER, J.F.; REIS, C.H.M.; NASCIMENTO, O.J.M. Hidroterapia no gerenciamento da espasticidade nas paraparesias espásticas de várias etiologias. **Revista Neurociência.** 2008

PATIÑO, M.S.; GONÇALVES A.R.; MONTEIRO B.C.; SANTOS I.L.; BARELA A.M.F.; BARELA J.A. Características cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas do andar de adultos jovens com e sem suporte parcial de peso corporal. **Rev. Bras. Fisiot.** v.11, n.1, p.19-25, 2007.

PATRICK, J.H. The case for gait analysis as part of the management of incomplete spinal cord injury. **Spinal Cord**, 41, p.479-482, 2003.

PEREIRA, E. **Sistema para aplicação e avaliação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso na lesão medular.** Dissertação (Mestrado em Tecnologia em Saúde) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2009.

PERSCH, L.N. **Efeito do treinamento da força muscular sobre parâmetros da marcha associados ao risco de quedas em idosos.** Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Federal do Paraná, 2008.

PERRY, J. **Análise da marcha.** Barueri: Manole, 2005. P.1-13.

POHL,M.; WERNER,C.; HOLZGRAEFE,M.; KROCZEK,G.; MEHRHOLZ,J.; WINGENDORF,I.; HOLIG,G.; KOCH,R.; HESSE,S. Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial. **Clinical Rehabilitation**. v. 21, p. 17-27, 2007.

PÖYHÖNEN, T.; KESKINEN, K.L.; KYRÖLÄINEN, H.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J.; MÄLKÄÄ, E. Neuromuscular function during therapeutic knee exercise under water and on dry land. **Arch Phys Med Rehabil**. v.82, p.1446-1452, 2001.

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

RAMALHO JÚNIOR, A.; MACHADO NETO, L.; GABRIELI, A.P. Marcha normal e patológica. In: HEBERT, S.; XAVIER, R.; PARDINI JR, A.G.; BARROS FILHO, T.E.P. **Ortopedia e Traumatologia –Princípios e Prática**. 3. ed. São Paulo: Artmed, 2003. p.35-55.

RIBAS, D.I.R. **Estudo comparativo dos parâmetros cinemáticos angulares e lineares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre em indivíduos hígidos adultos jovens**. Dissertação (Mestrado em Tecnologia em Saúde) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2006

RIBAS, D.I.R.; ISRAEL, V.L.; MANFFRA, E.F.; ARAUJO, C.C. Estudo comparativo dos parâmetros angulares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v.13, 2007.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Marcha humana**. São Paulo: Premier, 1998. p.147-174.

ROSSIGNOL, S. Locomotion and its recovery after spinal injury. **Neurobiology**. v.10, p.708-716, 2000.

RUOTI, R.G. MORRIS, D.M.; COLE, A.J. **Reabilitação Aquática**. São Paulo: Manole, 2000. p.65-315.

ROWE, P.J. **Movimento Humano Funcional**. São Paulo: Manole, 2001. p.14-33.

SANVITO, W.L. **Propedêutica Neurológica Básica**. São Paulo: Atheneu, 1996. P.17-24.

SAUNDERS, J.B.M.; INMAN, V.T.; EBERHART, H.D. The major determinants in normal and pathological gait. **The Journal of Bone & Joint Surgery**. v.35, p.543-558, 1953.

SCHMIDT, H.; WERNER, C.; BERNHARDT, R.; HESSE, S.; KRÜGER, J. Gait rehabilitation machines based on programmable footplates. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**. v. 4, n. 2, p. 1-7, 2007.

SCHNEIDER, F.J. Lesão Medular Traumática. *In*: UMPHRED, D.A. **Fisioterapia Neurológica**. São Paulo: Manole, 1994. p. 421-481.

SCIVOLETTO, G.; ROMANELLI, A., MARIOTTI, A., MARINUCCI, D., TAMBURELLA, F., MAMMONE, A., COSENTINO, E., STERZI, S., MOLINARI, M. Clinical factors that affect walking level and performance in chronic spinal cord lesion patients. **Spine**, v.33, n.3, p.259-264, 2008.

SEKHON, L.H.S.; FEHLINGS, M.G. Epidemiology, demographics, and pathophysiology of acute spinal cord injury. **Spine**. v.26, n.24, p. S2-S12, 2001.

SIMONEU, G.G. **Cinesiologia do aparelho músculo-esquelético: Fundamentos para reabilitação física**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2006.

SKINNER, A.T.; THOMSON, A.M. **Duffield: exercícios na água**. São Paulo: Manole, 1985. p.43-53.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. **Controle Motor – Teoria e aplicações práticas**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003.

TONON, S.C. **Análise da marcha em portadores de prótese do membro inferior**. 2001. Dissertação de Mestrado (Mestrado em Ciência do Movimento Humano) - UDESC, Florianópolis.

VAN DER SALM, A.; NENE, A.V.; MAXWELL, D.J.; VELTINK, P.H.; HERMENS, H.J.; IJZERMAN, M.J. Gait impairments in a group of patients with incomplete spinal cord injury and their relevance regarding therapeutic approaches using functional electrical stimulation. **Artificial Organs**. v.29, n.1, p.8-14, 2005.

VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções.** Barueri: Manole, 2001.

VIRTUALDUB. Disponível em: <[www.virtualdub.org](http://www.virtualdub.org)> Acesso em: março, 2008.

WERNER, C.; VON FRANKENBERG, S.; TREIG, T.; KONRAD, M.; HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients. **Stroke.** v. 33, p. 2895-2901, 2002.

WILLIAMSON, J. Robotics in neurorehabilitation: locomotor training. **Medical Technology,** 2006.

WINTER, D. **The biomechanics and motor control of human gait, normal, elderly and pathological.** The University Waterloo Press, 1991.

WINTER, D. Biomechanical motor patterns in normal walking. **Journal of Motor Behavior.** Washington, v.15, p. 302-330, 1984.

WINTER, D. **Biomechanics and motor control of human movement.** 3. ed. New York: A Wiley Interscience Publication John Wiley & Sons, 2004.

WIRZ, M.; ZEMON, D.H.; RUPP, R.; SCHEEL, A.; COLOMBO, G.; DIETZ, V.; HORNBY, G. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial. **Arch Phys Med Rehabil.** v.86, p.672-680, 2005.

WIRZ, M.; COLOMBO, G.; DIETZ, V. Long term effects of locomotor training in spinal humans. **Journal Neurology Neurosurgery Psychiatry.** v.71, n.1, p.93-6, 2001.

## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu \_\_\_\_\_, RG nº \_\_\_\_\_, estou sendo convidado a participar de um estudo denominado: “Características da Marcha de Indivíduos com lesão Medular Incompleta em Ambiente Aquático”, cujo objetivo é analisar a marcha de indivíduos lesados medulares em ambiente aquático.

Sei que para o avanço da pesquisa a participação de voluntários é de fundamental importância. Caso aceite participar desta pesquisa eu concordarei em participar de uma avaliação física e a me locomover em pé em piscina aquecida enquanto meus movimentos serão filmados por uma câmera de vídeo.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome, ou qualquer outro dado confidencial, será mantido em sigilo. A elaboração final dos dados será feita de maneira codificada, respeitando o imperativo ético da confidencialidade.

Estou ciente de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, nem sofrer qualquer dano.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são, Dielise Debona Iucksch, Vera Lúcia Israel e Elisângela Ferretti Manffra com quem poderei manter contato pelos telefones: 41 8853 4939, 41 9926 2163 e 41 8404 0690.

Estão garantidas todas as informações que eu queira saber antes, durante e depois do estudo.

Li, portanto, este termo, fui orientado quanto ao teor da pesquisa acima mencionada e compreendi a natureza e o objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. Concordo, voluntariamente em participar desta pesquisa, sabendo que não receberei nem pagarei nenhum valor econômico por minha participação.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do sujeito de pesquisa

\_\_\_\_\_  
Assinatura dos pesquisadores

Curitiba \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2008.

## APÊNDICE B – FICHA DE AVALIAÇÃO FÍSICO-FUNCIONAL

### I. IDENTIFICAÇÃO

1. Dados Pessoais	
Data de Nascimento:	Data da Avaliação:
Sexo:	Dominância:
Ocupação profissional:	Estado Civil:

### II. ANAMNESE

1. História Clínica	
Diagnostico Clínico:	Tipo de Lesão/ Nível Neurológico:
Causa da Lesão:	Tempo de Lesão:
Exames clínicos recentes (Radiografia, Densitometria Óssea, RNM):	
Pratica alguma atividade física? Sim ( ) Não ( ) Qual? _____	
Quantos dias por semana? 1 ( ) 2 ( ) 3 ( ) 4 ( ) 5 ( ) Mais de 5 ( )	
Possui alguma restrição quanto à prática de atividade física? Sim ( ) Não ( ) Qual? _____	
Tem alergia a produtos de tratamento da água de piscina? Sim ( ) Não ( ) Qual? _____	
Fumante: Sim ( ) Não ( )	Etilico: Sim ( ) Não ( )
Realizou algum procedimento cirúrgico nos últimos três meses? Sim ( ) Não ( ) Qual? _____	
Faz uso algum medicamento regularmente? Sim ( ) Não ( ) Qual? _____	
Meio de Locomoção: Cadeira de rodas ( ) Órtese ( ) Outros _____	
Meio de Transporte: Carro ( ) Ônibus ( ) Outros _____	

### III. EXAME FÍSICO E MOTOR

Exame Físico			
P.A.:	X mmHg	F.C.:	Peso: Altura:
2. Inspeção			
Presença de escara: Sim ( ) Não ( ) Local: _____			
Presença de edema: Sim ( ) Não ( ) Local: _____			
Presença de hematoma: Sim ( ) Não ( ) Local: _____			
Presença de cicatrizes: Sim ( ) não ( ) Local: _____			

Reflexos tendíneos profundos segundo Escala Wexler (CIPRIANO, 2005)			
Bíceps	D:	E:	0 = Ausência de resposta reflexa 1 = Hiporreflexia 2 = Normal 3 = Hiper-reflexia 4 = Hiper-reflexia com clônus transitório 5 = Hiper-reflexia com clônus sustentado
Braquirradial	D:	E:	
Tríceps	D:	E:	
Quadríceps	D:	E:	
Gastrocnêmio	D:	E:	

**ESCALA ASHWORTH (adaptado de GREVE, CASTRO, 2001; HAAS et al., 1996)**

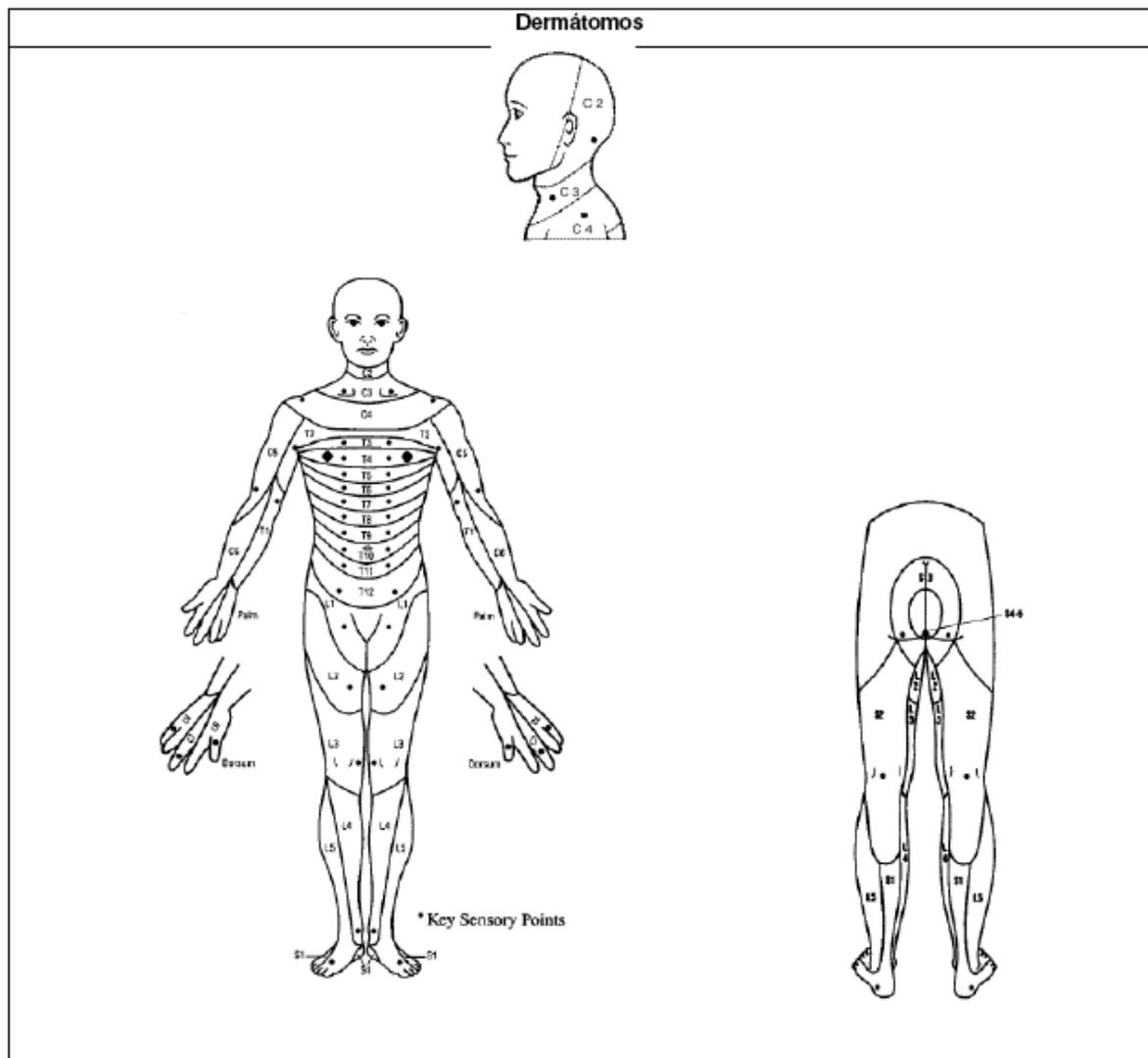
Músculo	D:	E:	Graduação
Flexores de quadril	D:	E:	1 = Sem aumento do tônus muscular 2 = Discreto aumento do tônus 3 = Maior aumento do tônus e movimentos passivos dificultados 4 = Tônus muito aumentado 5 = Membro permanentemente em flexão ou extensão
Adutores de quadril	D:	E:	
Extensores de joelho	D:	E:	
Flexores de joelho	D:	E:	
Plantiflexores	D:	E:	

**ESCALA ASIA (adaptada de MAYNARD et al., 1997)**

Exame Sensitivo			
Pontos Chaves		Sensibilidade alfinete	Sensibilidade algodão
C2	Protuberância occipital		
C3	Fossa supraclavicular		
C4	Borda superior da articulação acrômio-clavicular		
C5	Borda lateral da fossa antecubital		
C6	Dedo polegar		
C7	Dedo médio		
C8	Dedo mínimo		
T1	Borda medial (ulnar) da fossa antecubital		
T2	Ápice da axila		
T3	Terceiro espaço intercostal (IC)*		
T4	Quarto espaço intercostal (mamilos)*		
T5	Quinto espaço intercostal (entre T4 e T6)*		
T6	Sexto espaço intercostal (ao nível do processo xifóide)*		
T7	Sétimo espaço intercostal (metade do trajeto entre T6 e T8)*		
T8	Oitavo espaço intercostal (metade do trajeto entre T6 e T10)*		
T9	Nono espaço intercostal (metade do trajeto entre T8 e T10)*		
T10	Décimo espaço intercostal (umbigo)*		
T11	Décimo primeiro espaço intercostal (metade do trajeto entre T10 e T12)*		
T12	Ponto médio do ligamento inguinal*		
L1	Metade da distância entre T12 e L2		

L2	Terço médio anterior da coxa		
L3	Côndilo femoral interno		
L4	Maléolo interno		
L5	Dorso do pé no nível da terceira articulação metatarsofalangeana		
S1	Bordo externo do calcâneo		
S2	Linha média da fossa poplitea		
S3	Tuberosidade isquiática		
S4-S5	Área perianal (avalia-se como um só nível)		

(\*) indicam que o ponto está localizado na linha média clavicular.



<b>Gradação para exame sensitivo</b>
0 = Ausência de sensibilidade
1 = Alteração de sensibilidade, incluindo hiperestesia
2 = Sensibilidade normal
NT = Não testado

<b>Exame Motor</b>			
<b>MMSS</b>			
Grupo Muscular	Músculos	Direito	Esquerdo
Flexores cotovelo	Bíceps/ Coracobraquial		
Extensores punho	Extensor radial carpo longo e curto		
Extensores de cotovelo	Tríceps braquial		
Flexores do carpo (3º dedo)	Flexor profundo dos dedos		
Abdutores dos dedos	Abdutores do quinto metacarpo		
Flexores quadril	Iliopsoas		
Extensores joelho	Quadríceps		
Dorsiflexores	Tibial Anterior		
Extensores dos dedos	Extensor longo do hálux		
Plantiflexores	Tríceps sural		

**Escala para avaliação da força muscular**

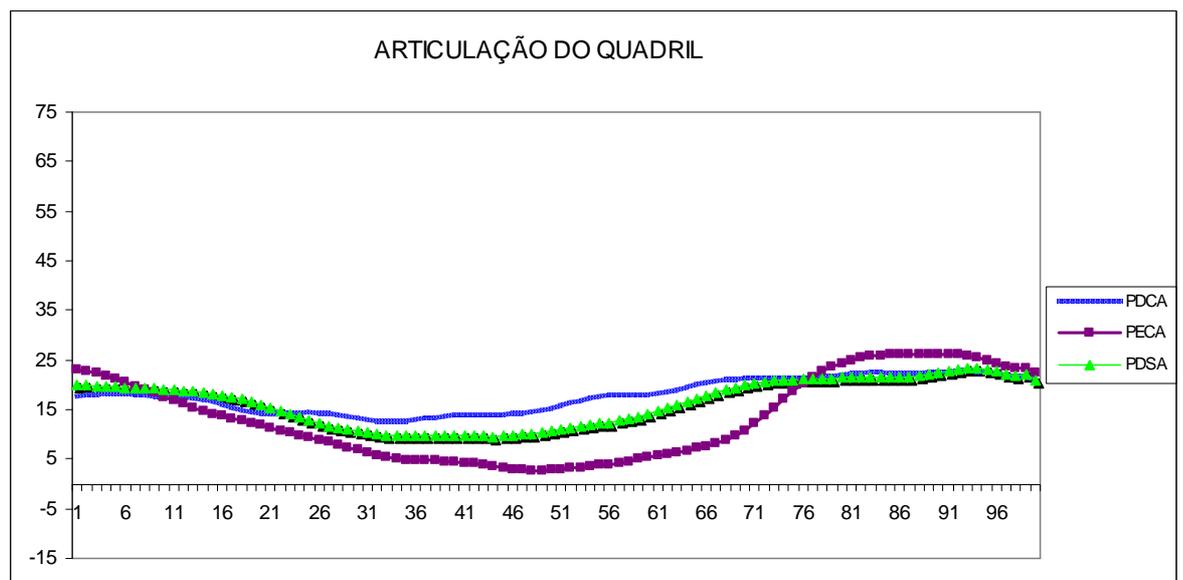
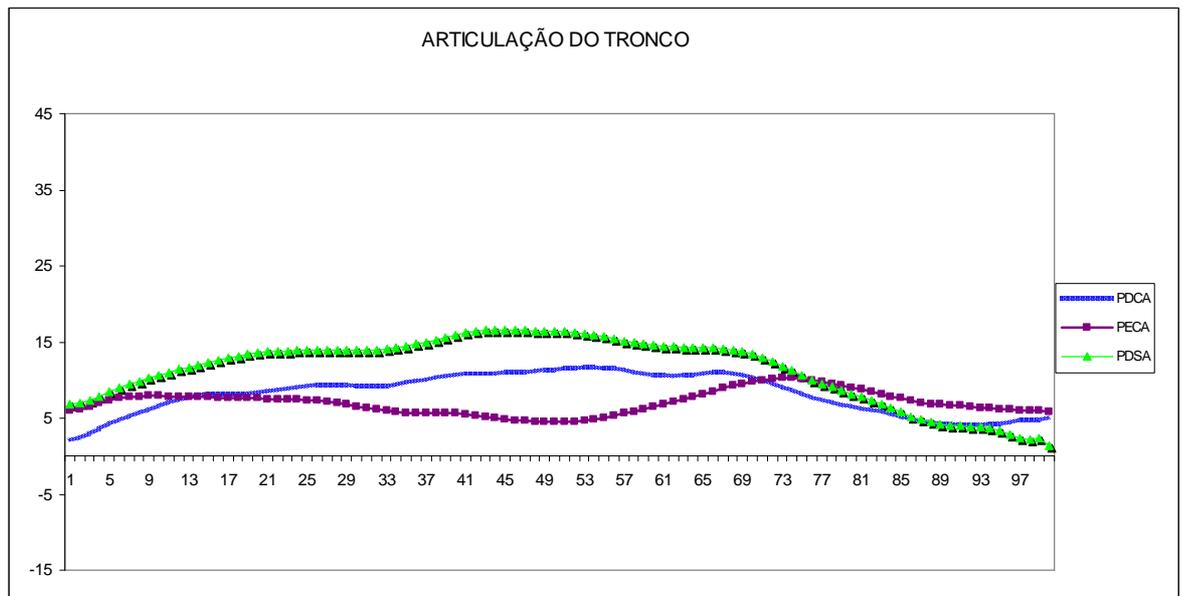
Grau de Força	Resultado
0	Sem contração (paralisia total)
1	Contração muscular visível ou palpável sem movimentação
2	Movimento ativo com eliminação da gravidade
3	Movimento ativo contra a gravidade
4	Movimento ativo contra resistência moderada
5	Força normal
NT	Não testado

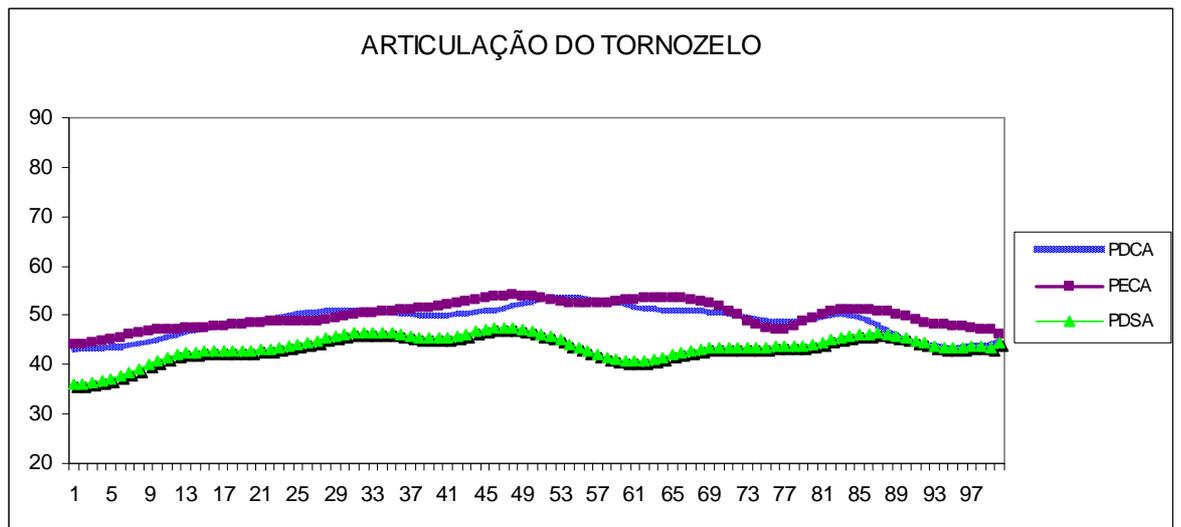
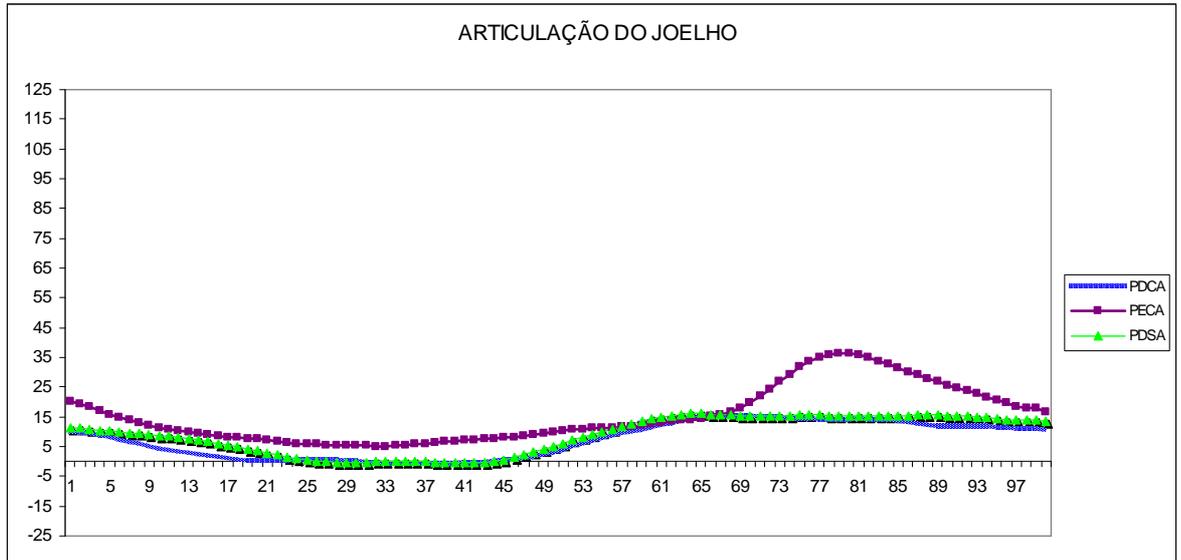
**ESCALA WISCI II (adaptado de DITUNNO; DITUNNO, 2001)**

Nível	Descrição
0	Inapto a permanecer em pé e/ou deambular com assistência
1	Deambula em barras paralelas, com <i>braces</i> e assistência física de 2 pessoas por menos de 10 metros
2	Deambula em barras paralelas, com <i>braces</i> e assistência física de 2 pessoas por 10 metros
3	Deambula em barras paralelas, com <i>braces</i> e assistência física de 1 pessoa por 10 metros
4	Deambula em barras paralelas, sem <i>braces</i> e assistência física de 1 pessoa por 10 metros
5	Deambula em barras paralelas, com <i>braces</i> e sem assistência física por 10 metros
6	Deambula com andador, com <i>braces</i> e assistência física de 1 pessoa por 10 metros
7	Deambula com 2 muletas, com <i>braces</i> e assistência física de 1 pessoa por 10 metros
8	Deambula com andador, sem <i>braces</i> e assistência física de 1 pessoa por 10 metros
9	Deambula com andador, com <i>braces</i> e sem assistência física por 10 metros
10	Deambula com 1 bengala ou muleta, com <i>braces</i> e assistência física de 1 pessoa por 10 metros
11	Deambula com 2 muletas, sem <i>braces</i> e assistência física de 1 pessoa por 10 metros
12	Deambula com 2 muletas, com <i>braces</i> e sem assistência física por 10 metros
13	Deambula com andador, sem <i>braces</i> e sem assistência física por 10 metros
14	Deambula com 1 bengala ou muleta, sem <i>braces</i> e assistência física de 1 pessoa por 10 metros
15	Deambula com 1 bengala ou muleta, com <i>braces</i> e sem assistência física por 10 metros
16	Deambula com 2 muletas, sem <i>braces</i> e sem assistência física por 10 metros
17	Deambula sem órteses, sem <i>braces</i> e assistência física de 1 pessoa por 10 metros
18	Deambula sem órteses, com <i>braces</i> e sem assistência física por 10 metros
19	Deambula com 1 bengala ou muleta, sem <i>braces</i> e sem assistência física por 10 metros
20	Deambula por 10 metros sem uso de órteses, <i>braces</i> ou assistência física.

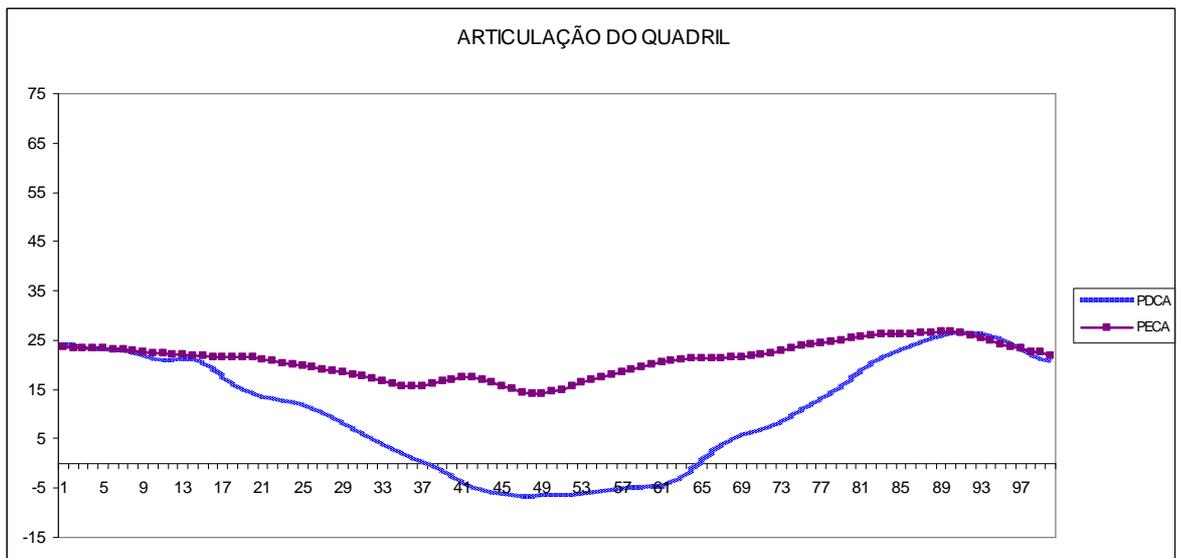
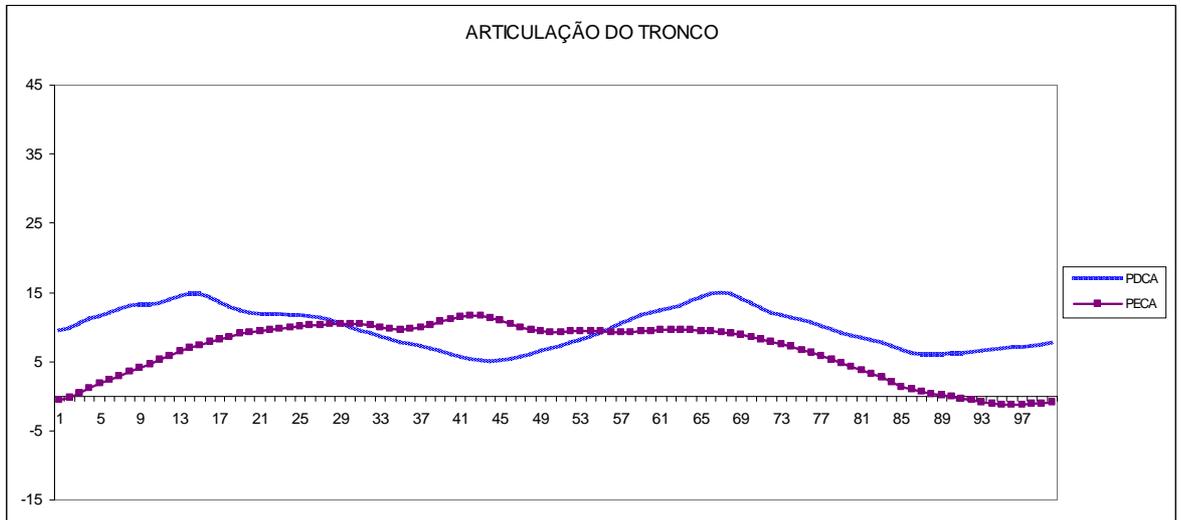
## APÊNDICE C – GRÁFICOS INDIVIDUAIS PARA PDCA, PECA E PDSA

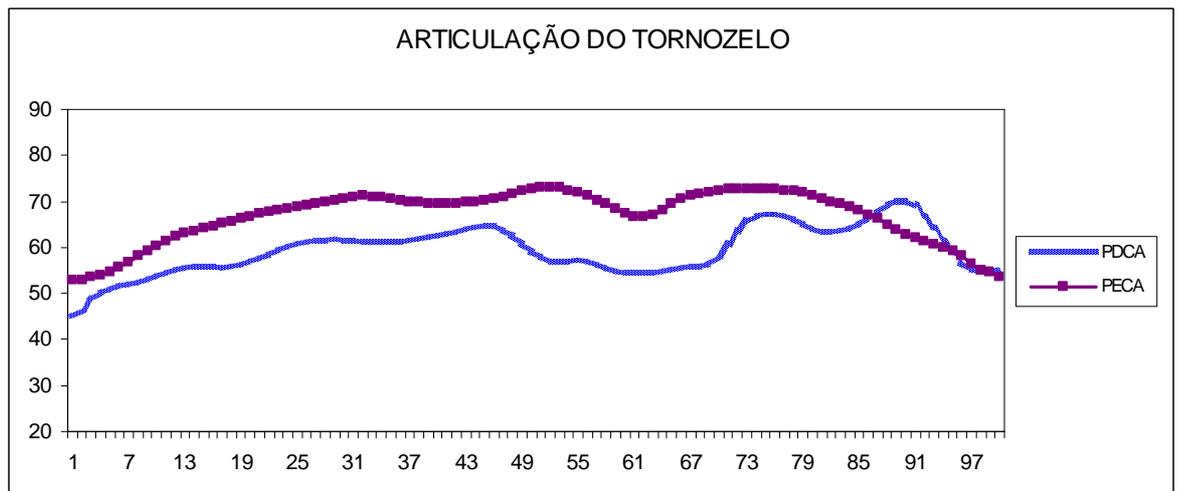
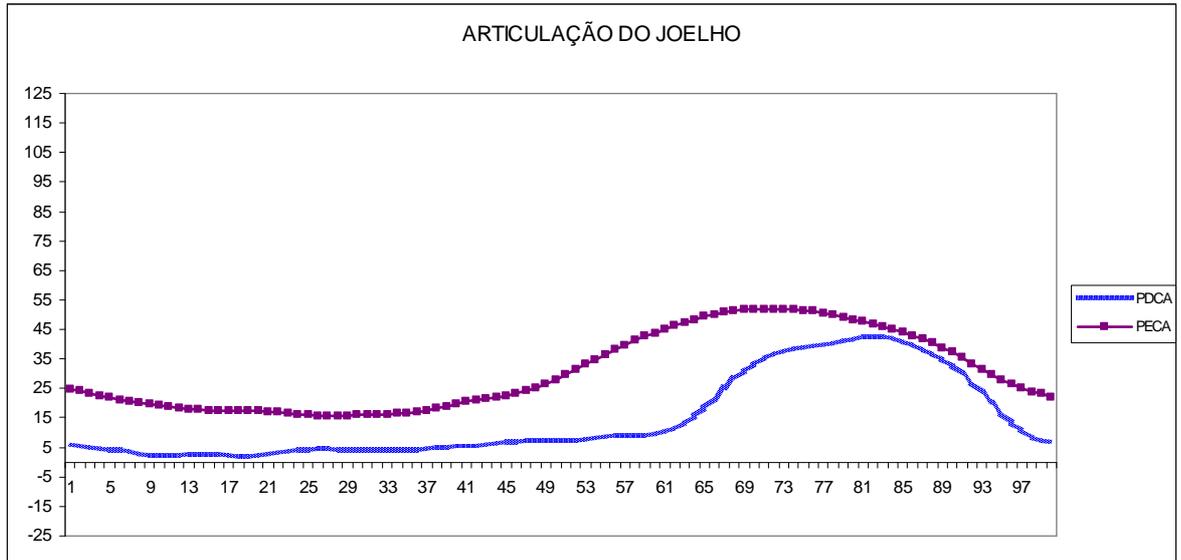
### PARTICIPANTE 1



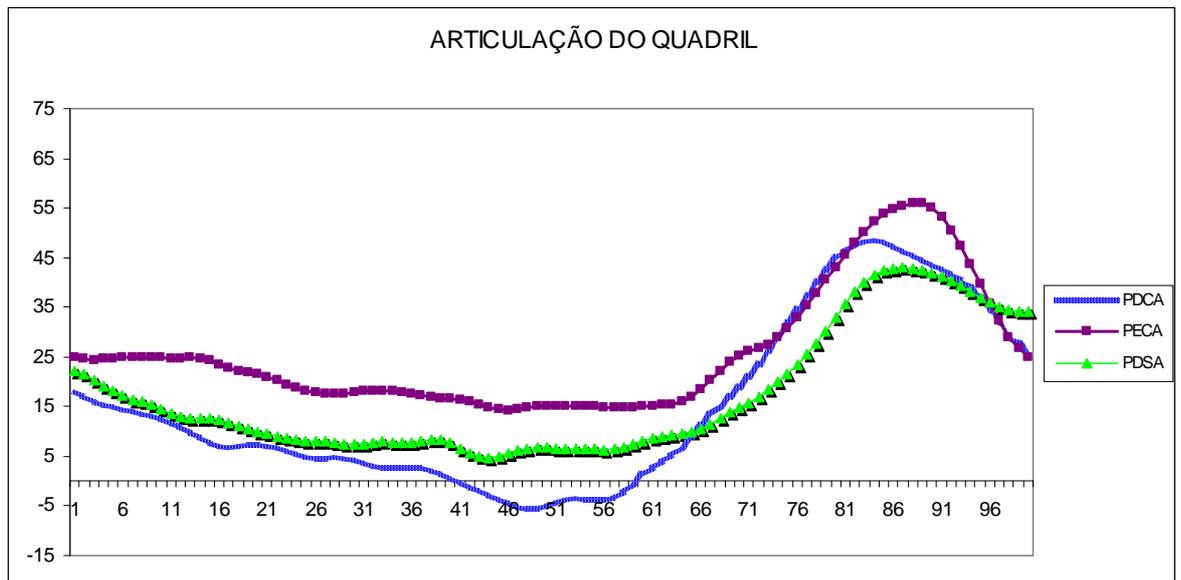
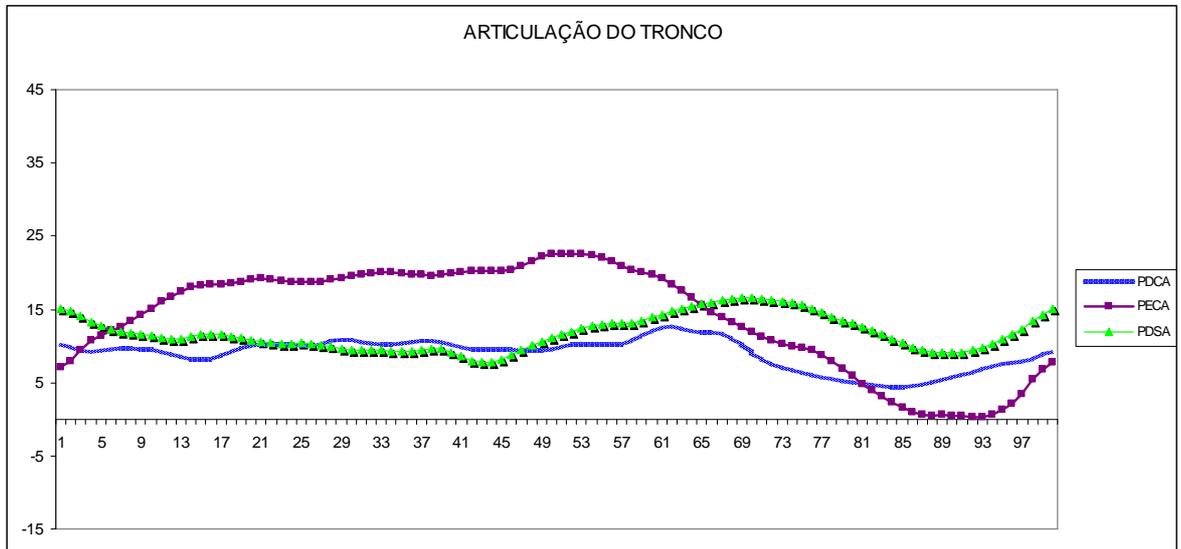


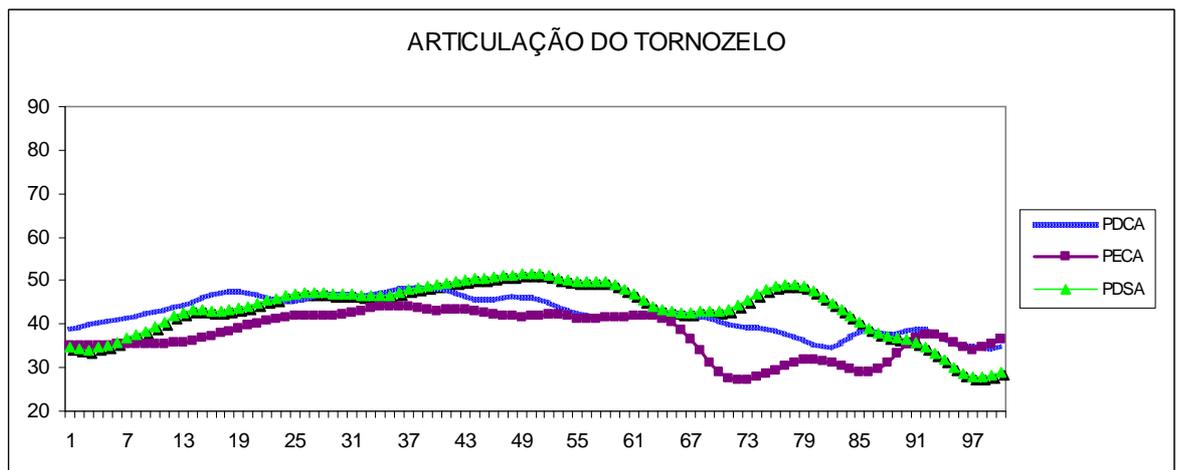
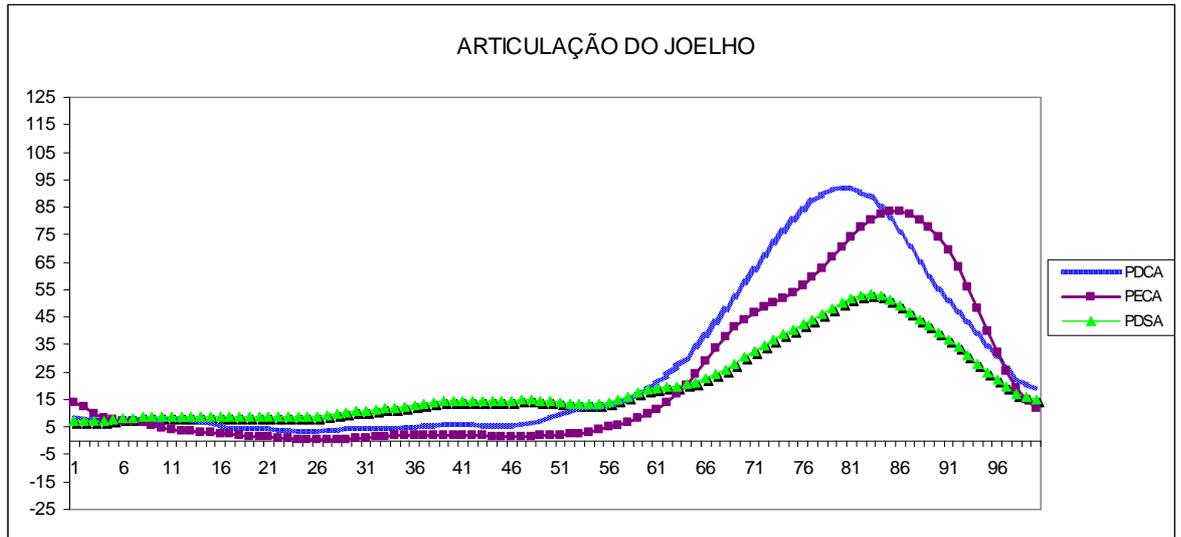
## PARTICIPANTE 2



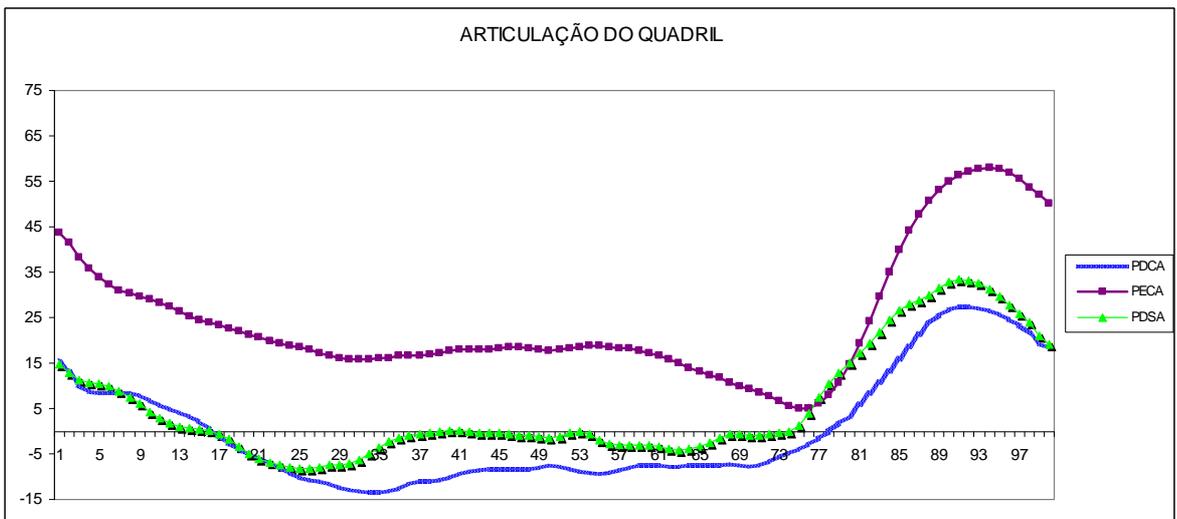
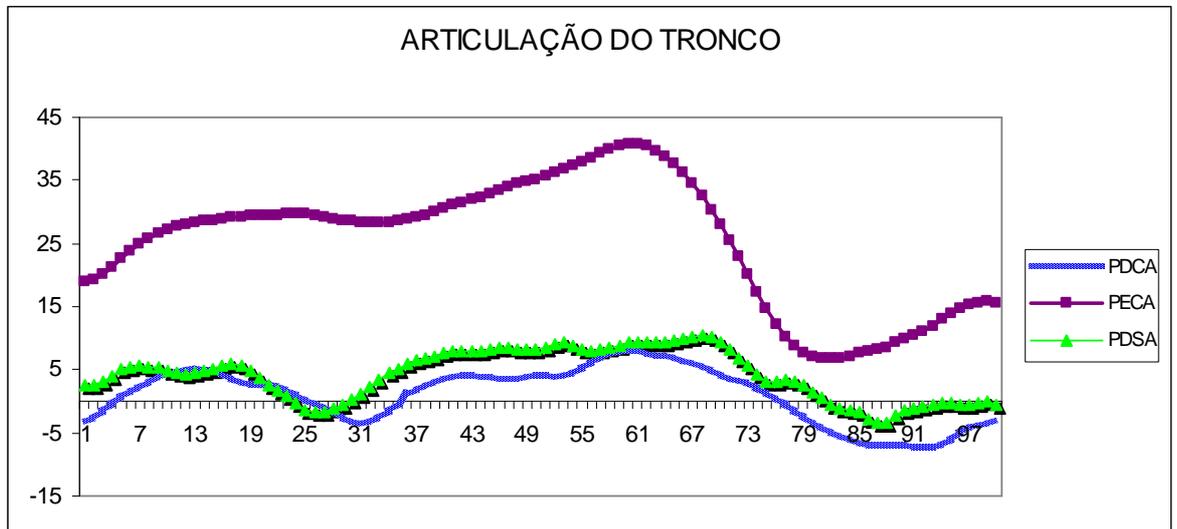


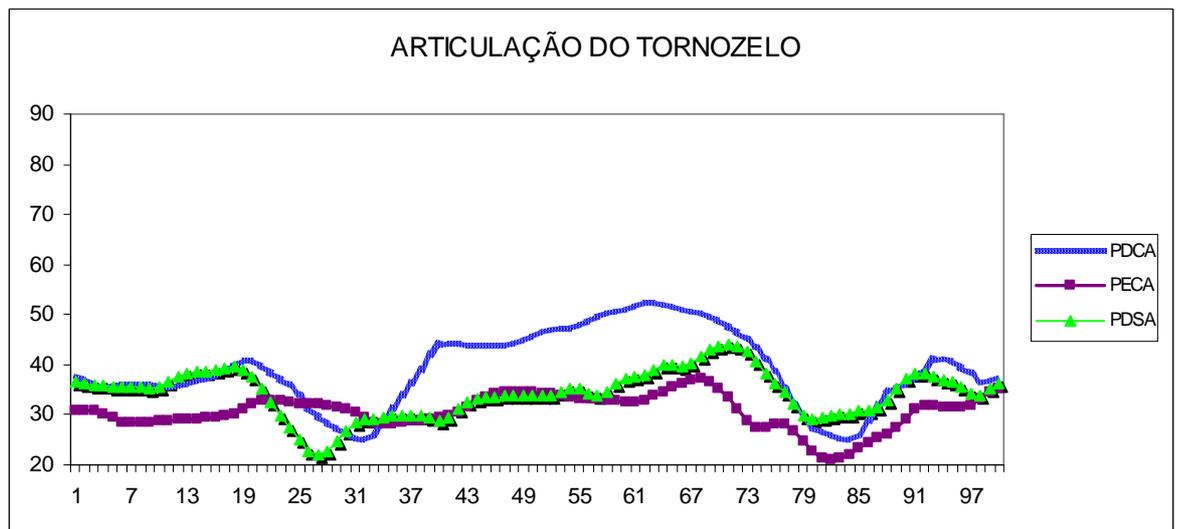
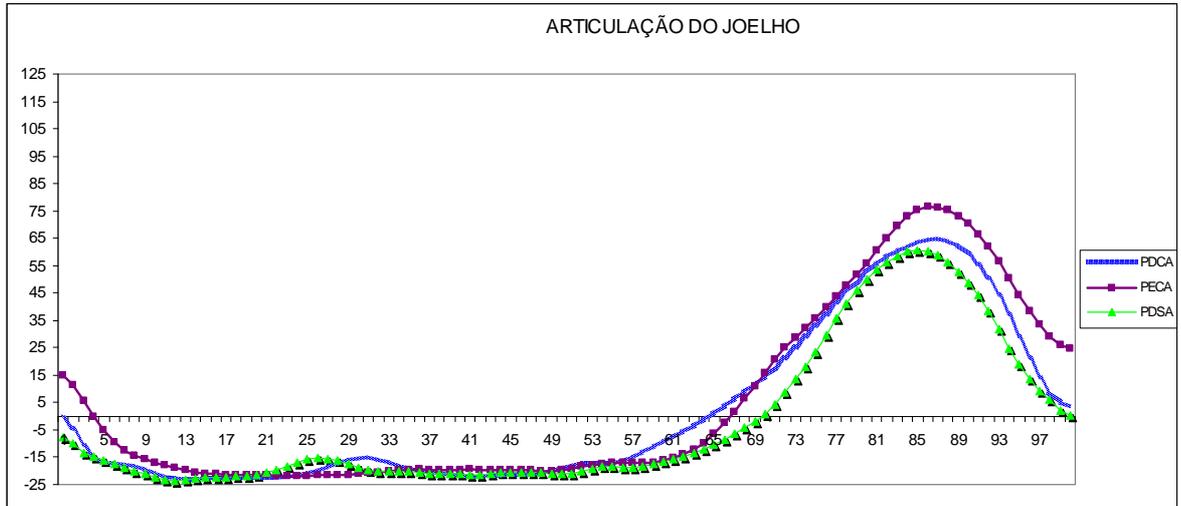
## PARTICIPANTE 3



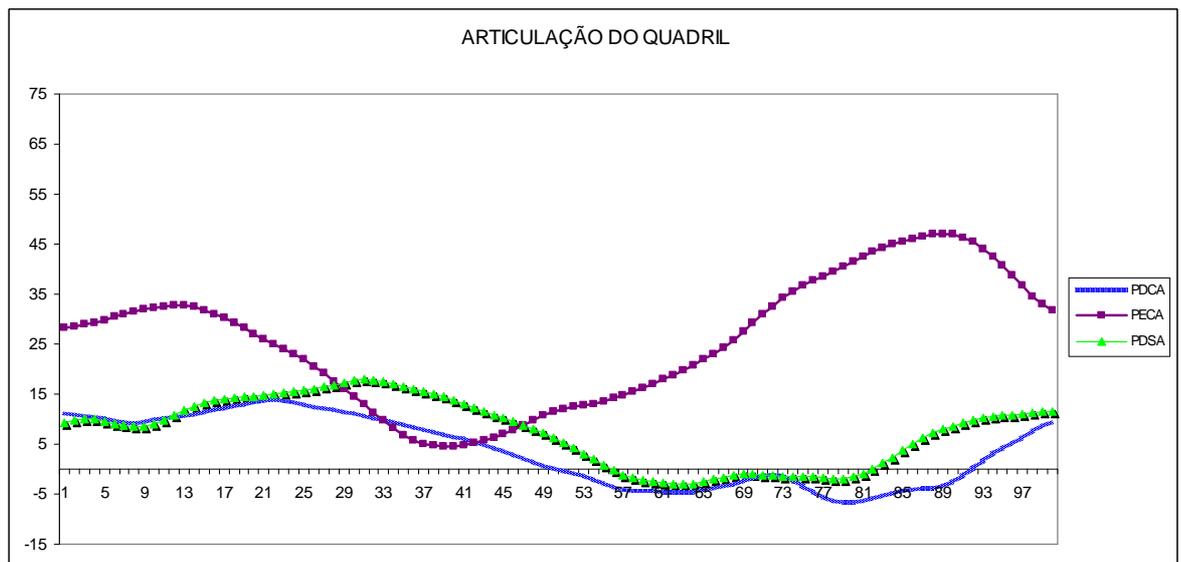
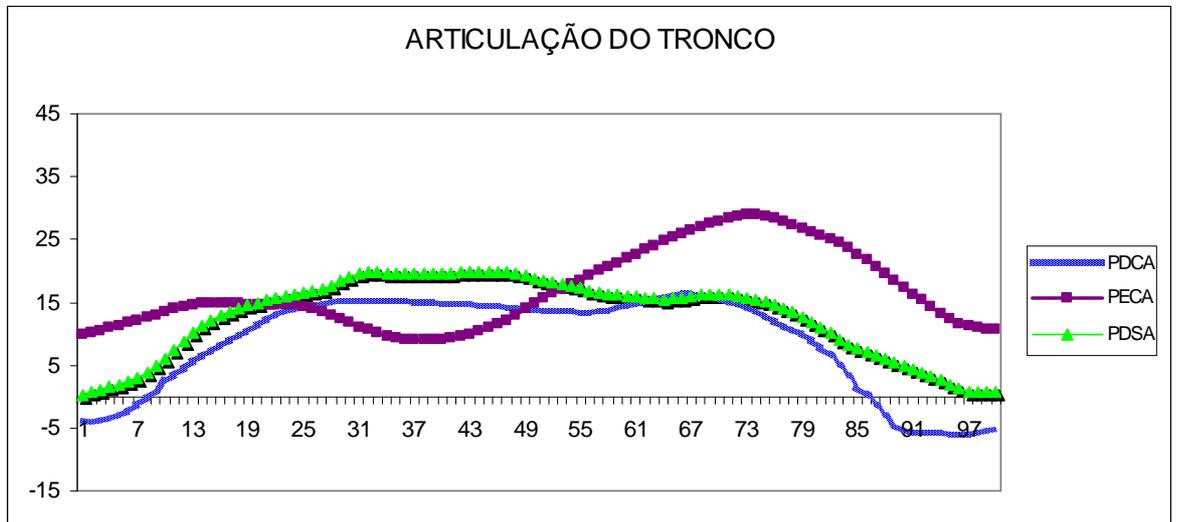


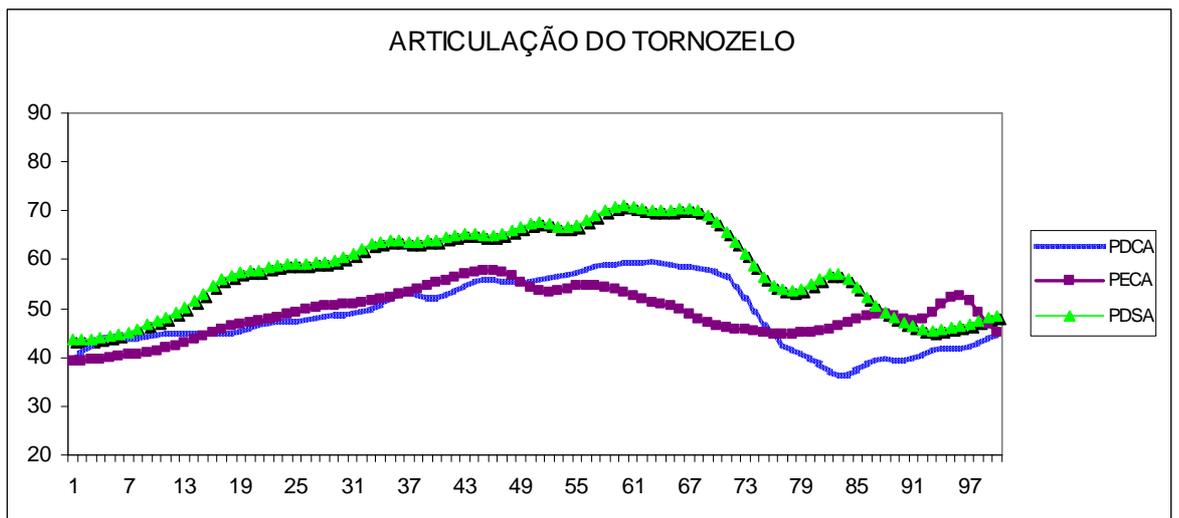
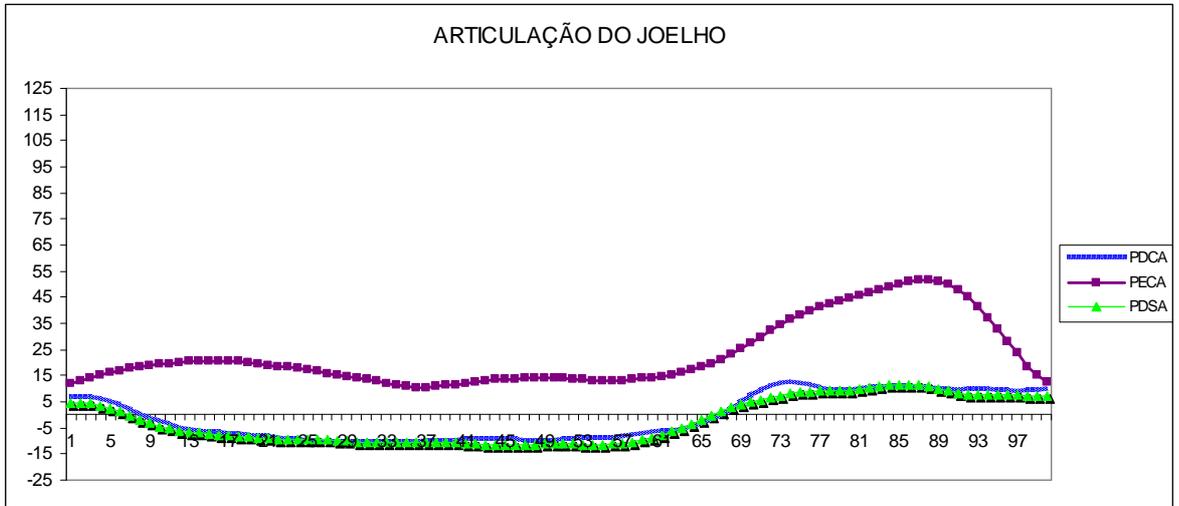
## PARTICIPANTE 4



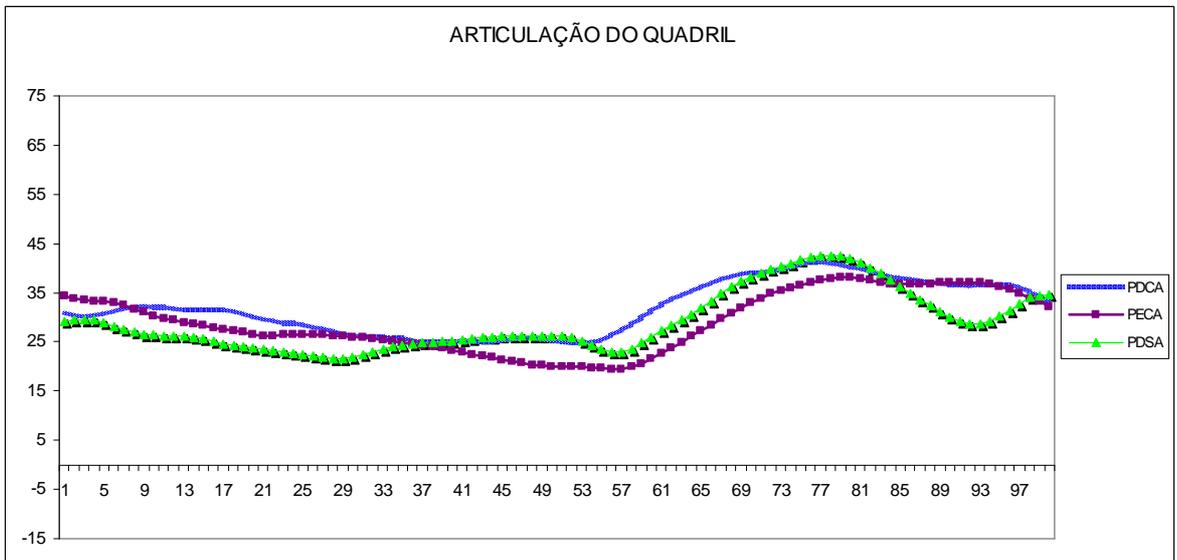
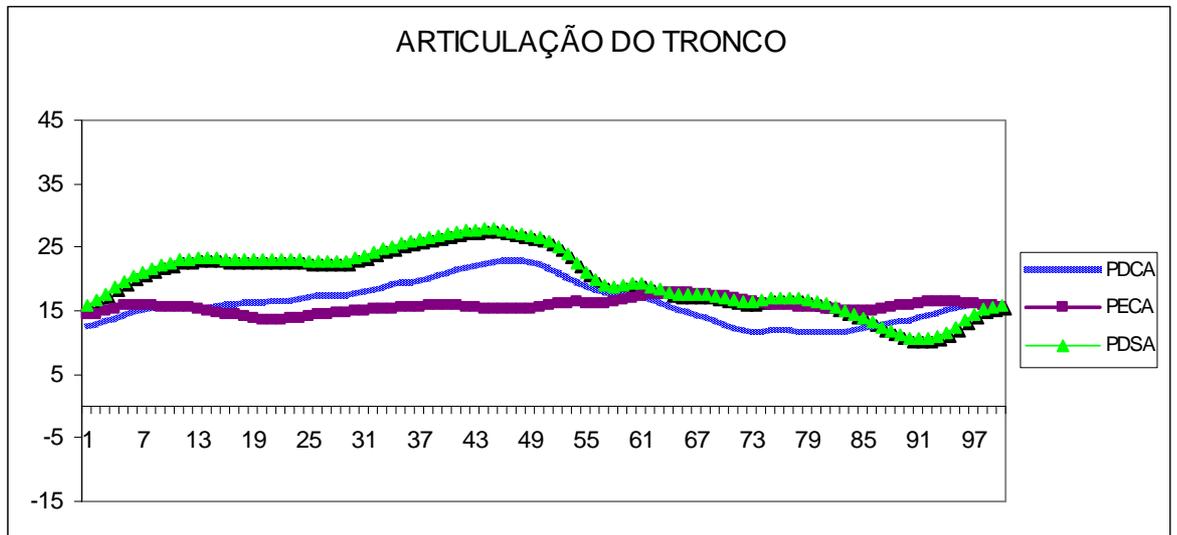


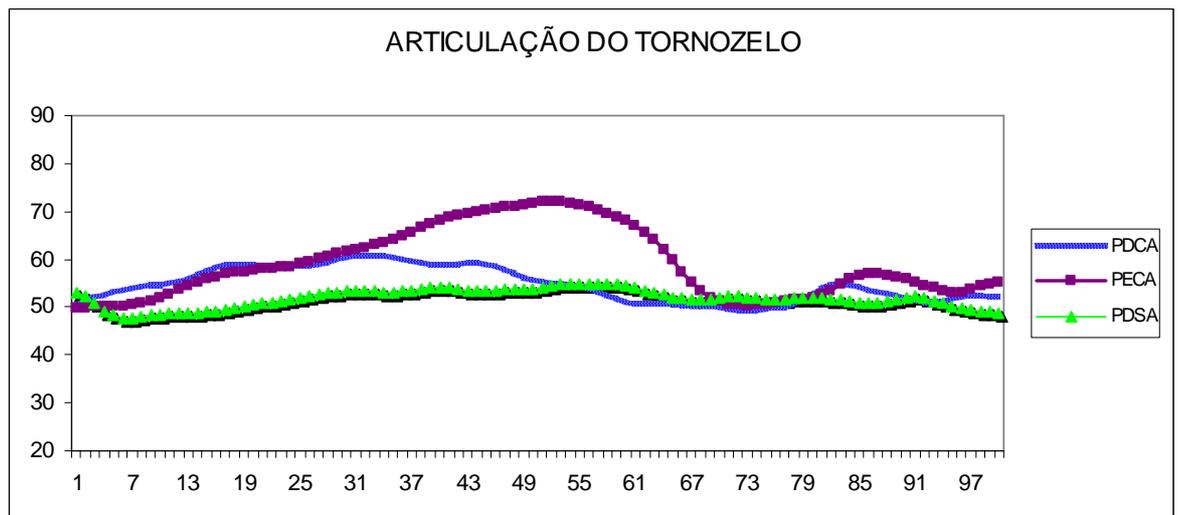
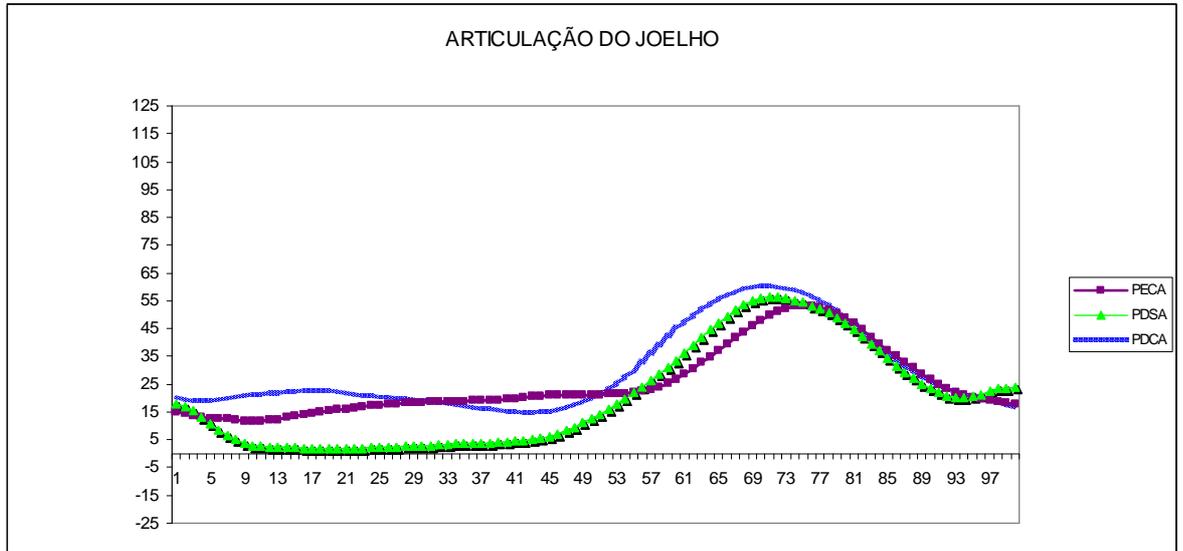
## PARTICIPANTE 5



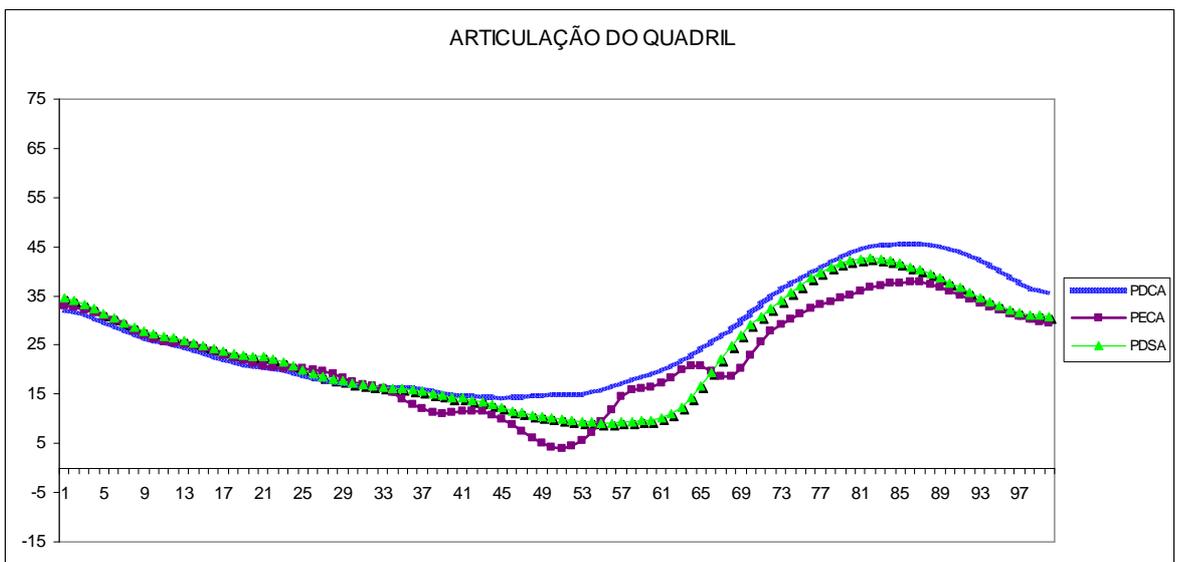
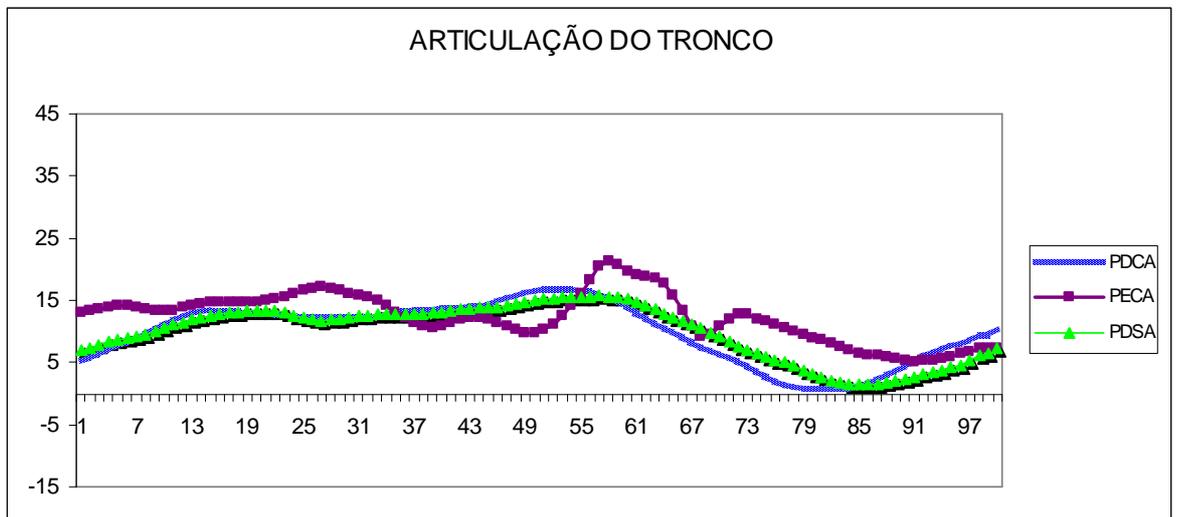


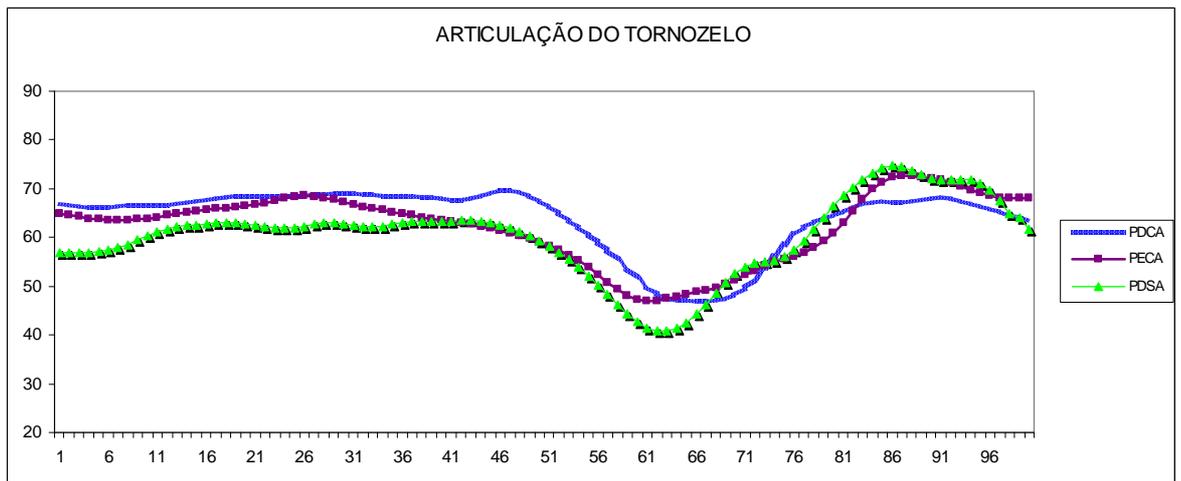
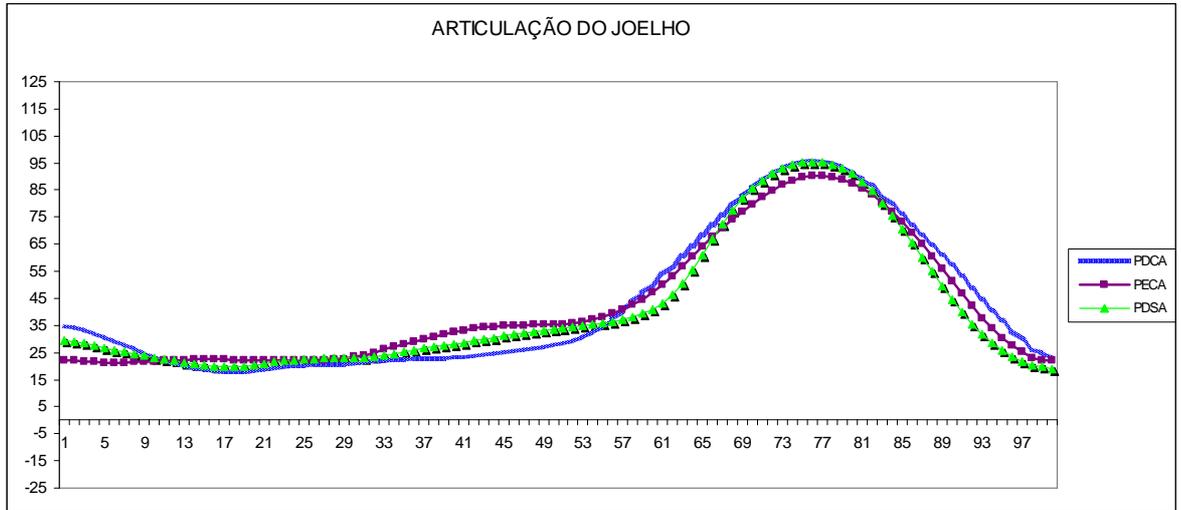
## PARTICIPANTE 6



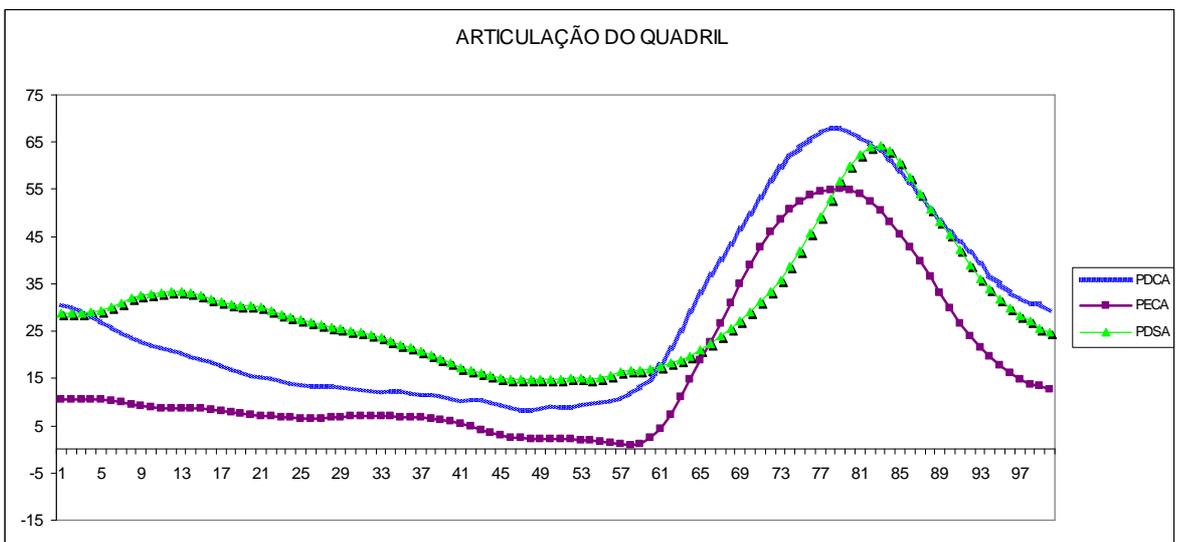
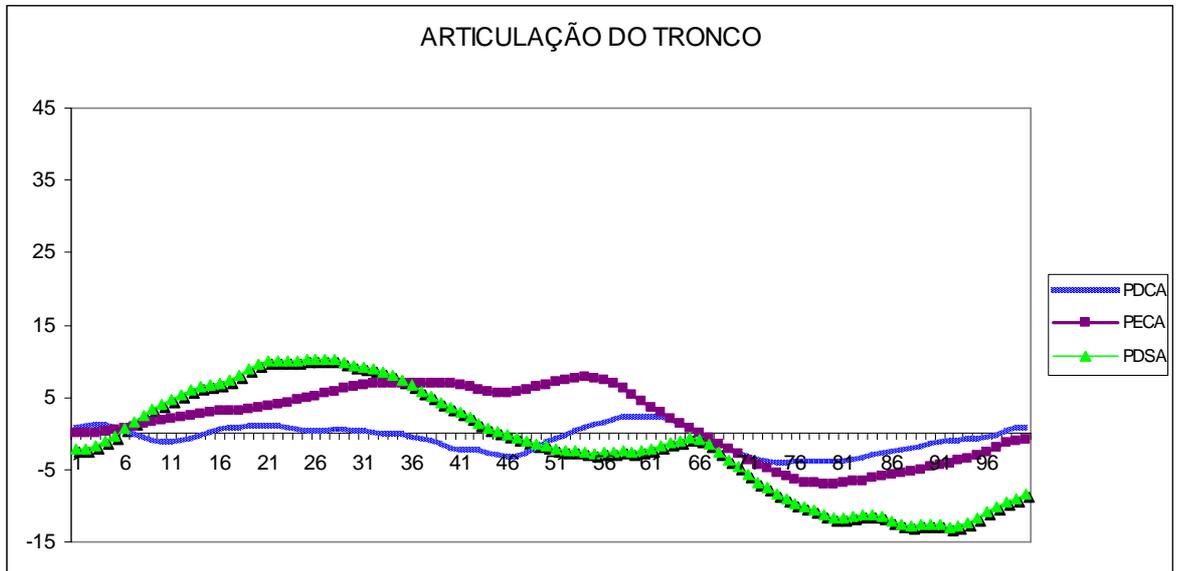


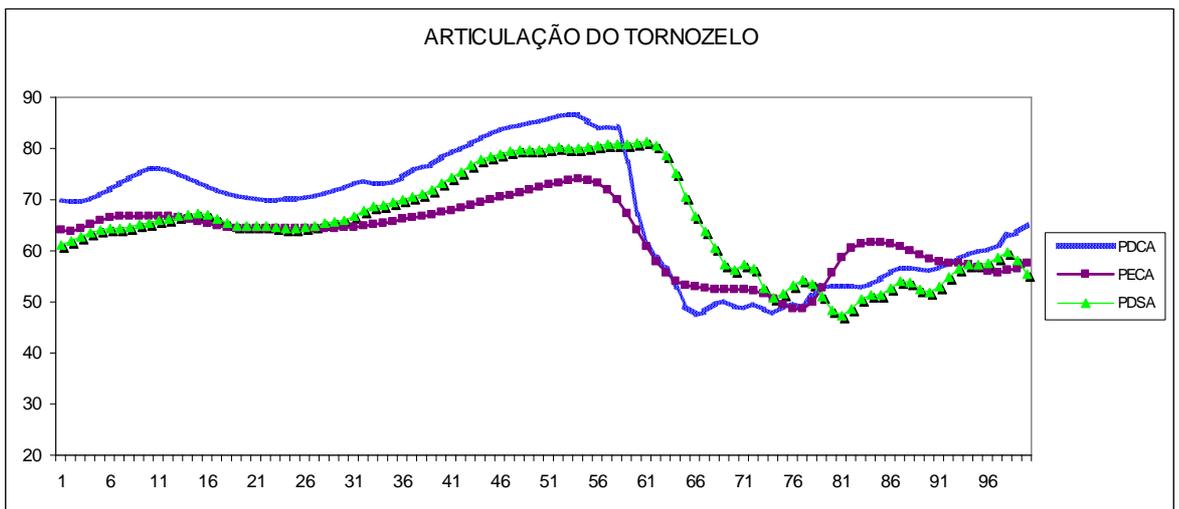
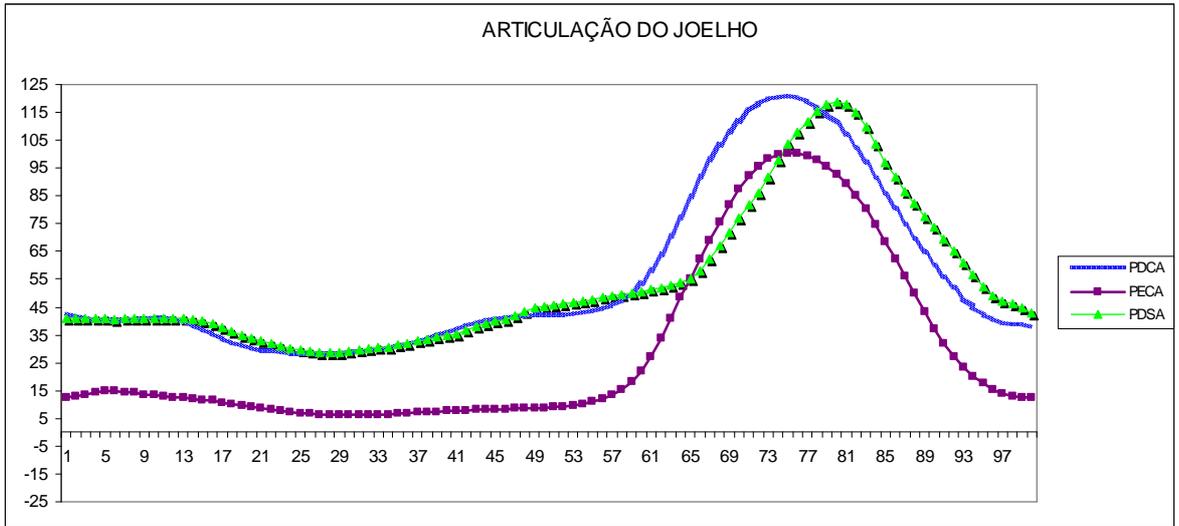
## PARTICIPANTE 7



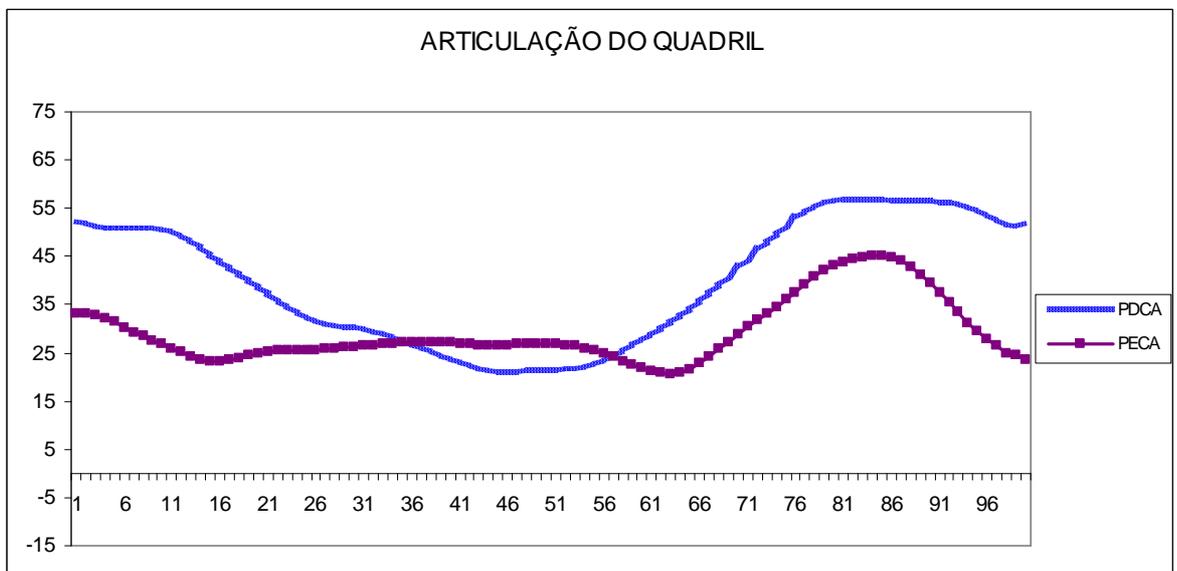
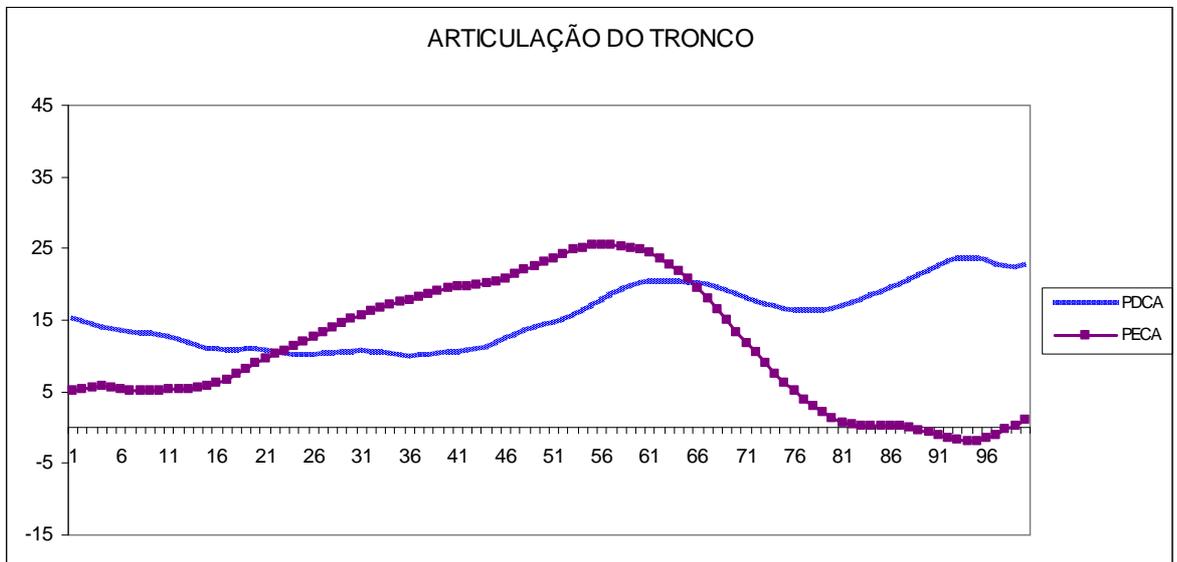


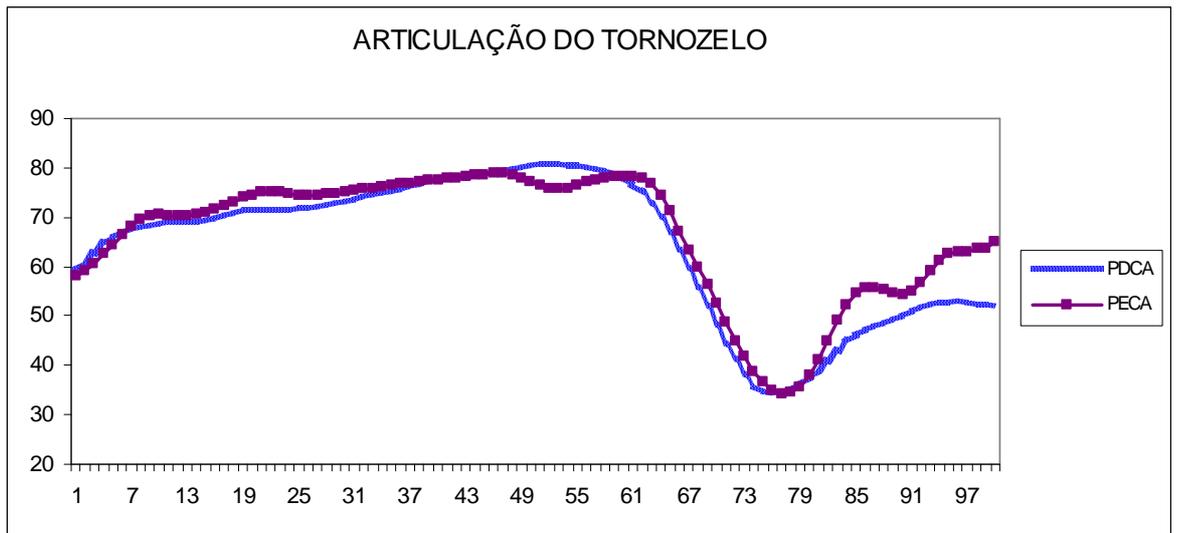
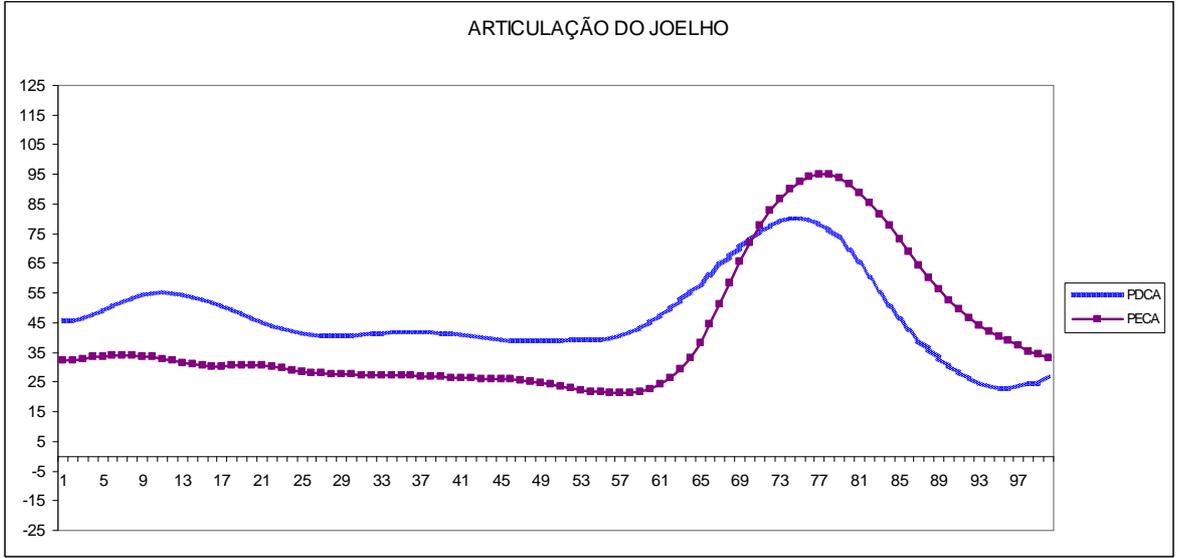
PARTICIPANTE 8



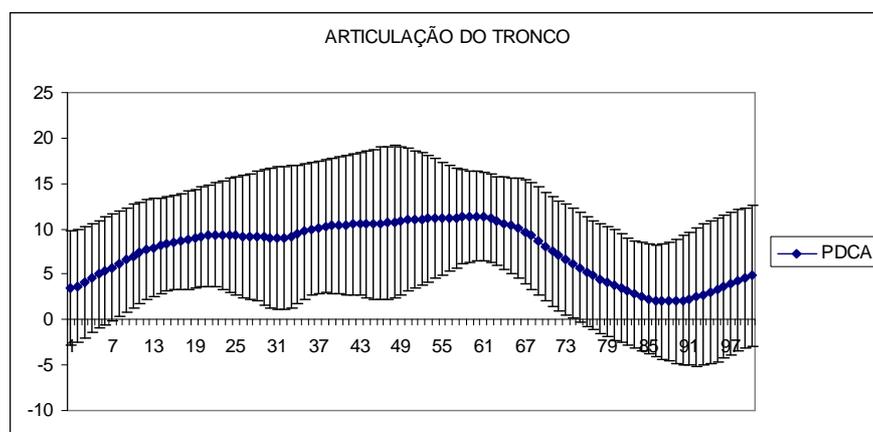
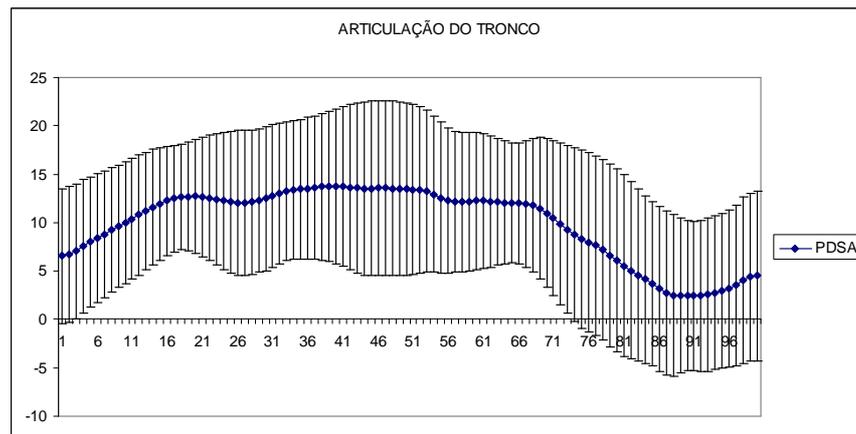
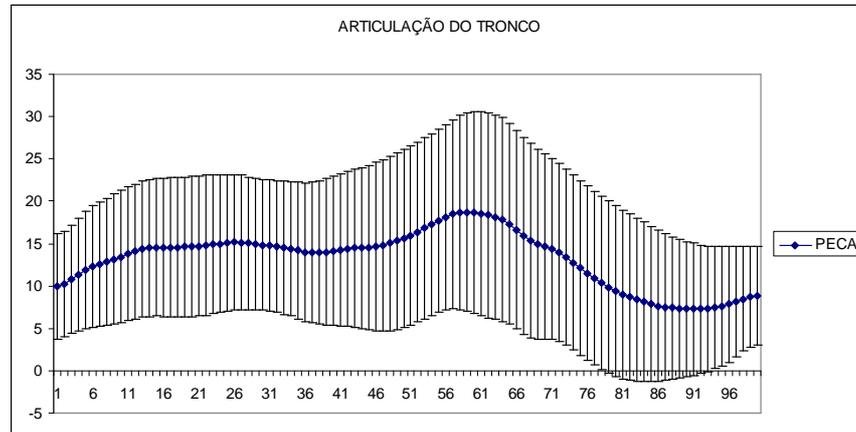


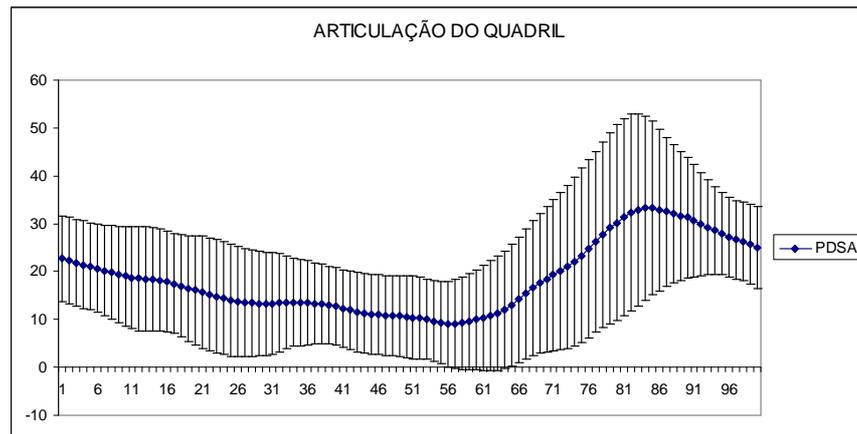
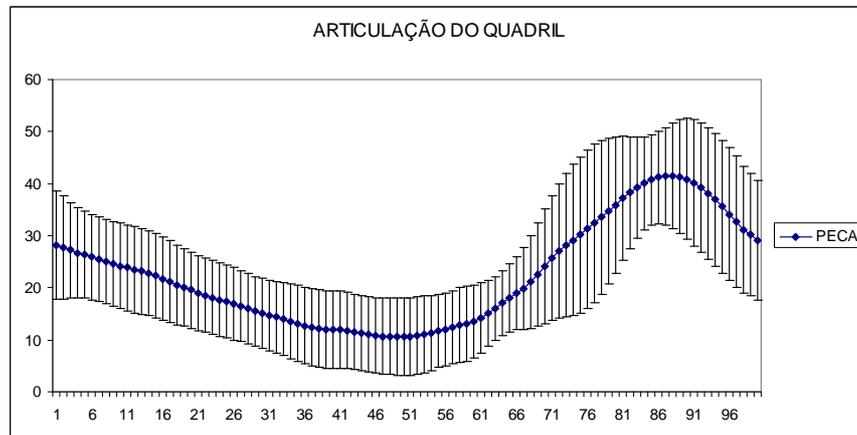
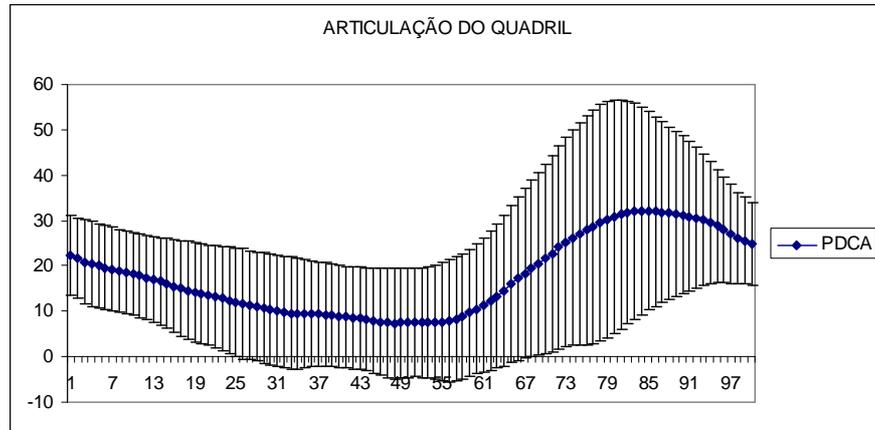
## PARTICIPANTE 9

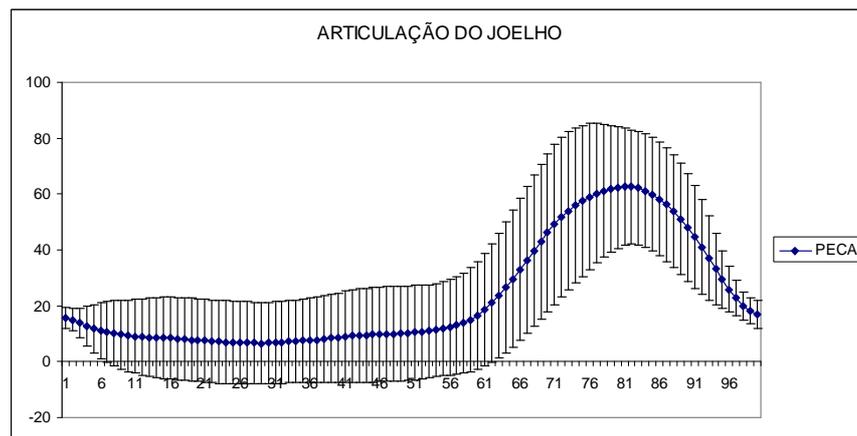
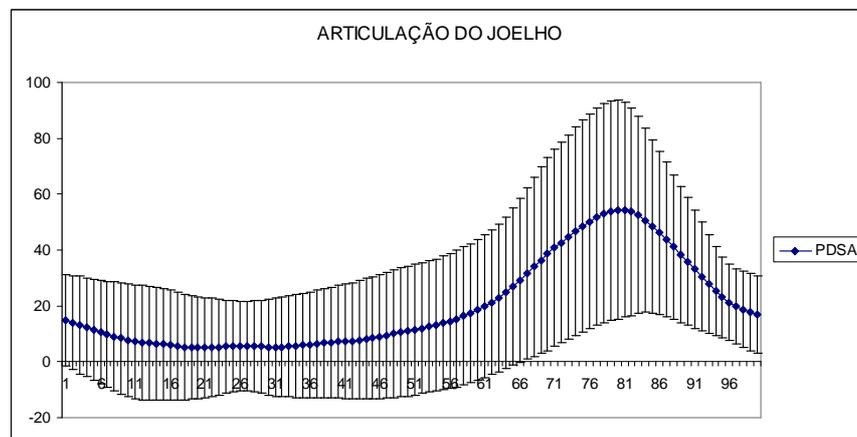
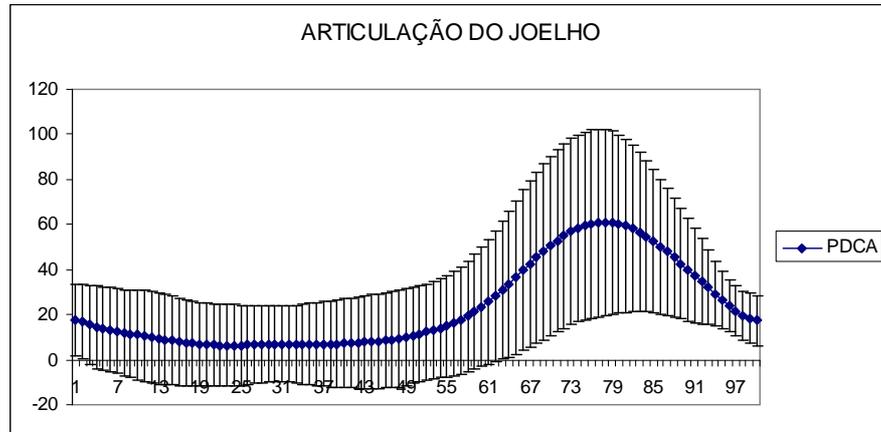


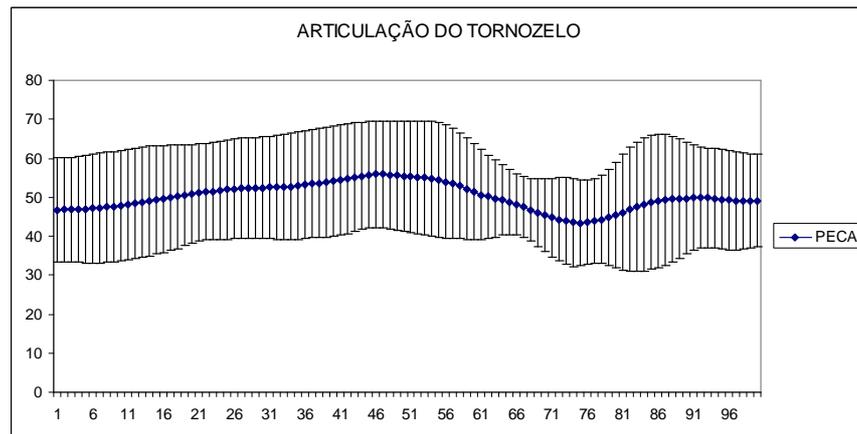
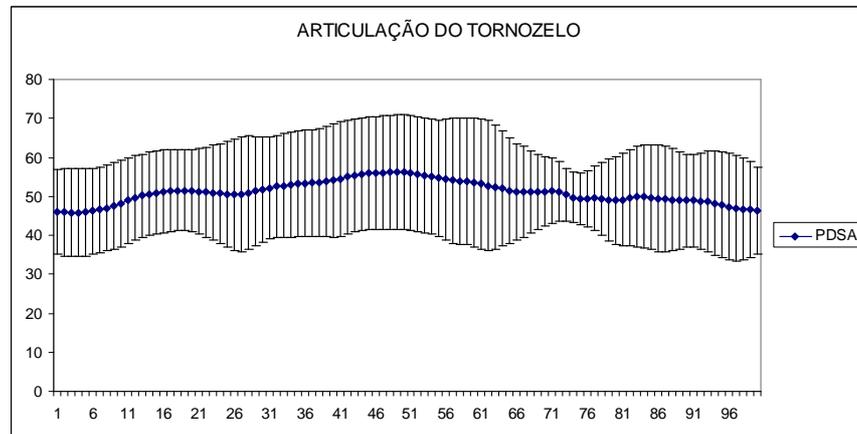
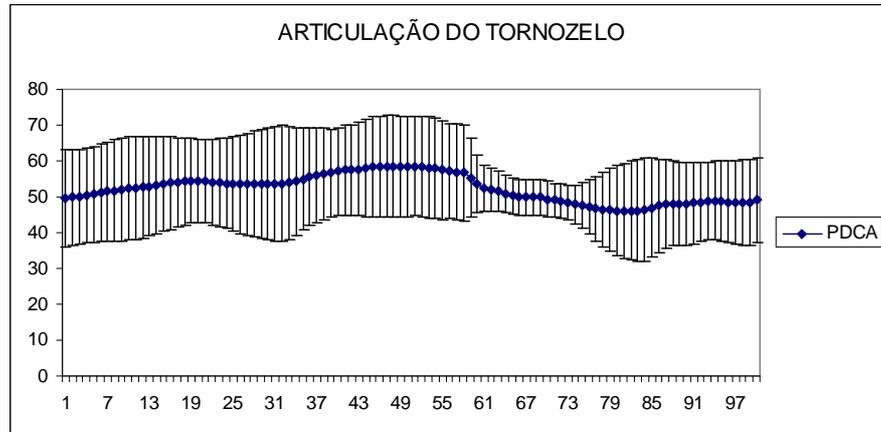


APÊNDICE D – GRÁFICOS APRESENTANDO A MÉDIA E O DESVIO PADRÃO PARA CADA CONDIÇÃO DO ESTUDO









## ANEXO A – PARECER APROVAÇÃO DO CEP PUCPR

Parecer Nº **0001400/08**Protocolo CEP Nº **2216**Título do projeto **Características da locomoção bípede de indivíduos paraplégicos em ambientes aquáticos**Grupo **III**Versão **1**Protocolo CONEP **0023.0.084.000-08**Pesquisador responsável **Dielise Debona Lucksch**

Instituição

**Considerações**

Projeto que preenche integralmente os aspectos éticos e técnicos para aprovação, com exceção da identificação dos sujeitos na ficha de avaliação.

**Termo de consentimento livre e esclarecido**

Adequado para o fim e população a que se destina.

**Recomendações**

Retirar o nome e endereço do sujeito da "Ficha de Avaliação".

**Conclusões**

Projeto em condições de aprovação com a recomendação de retirar-se o nome e o endereço dos sujeitos, da ficha de avaliação, para manutenção do sigilo.

Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais relacionadas a pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada no dia: **26/03/2008**, manifesta-se por considerar o projeto **Aprovado com recomendações**.

**Situação Aprovado com recomendações**

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

Curitiba, 26 de Março de 2008.

  
**Prof. Dr. Sergio Surugi de Siqueira**  
 Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa  
 PUCPR