

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS

**O ANDAR DE PACIENTES HEMIPLÉGICOS NO SOLO E NA ESTEIRA COM
SUPORTE TOTAL E PARCIAL DE PESO**

MARIA SOLANGE PATIÑO SEGURA

Orientador: Prof. Dr. José Angelo Barela

RIO CLARO – SP

FEVEREIRO/2005

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS

**O ANDAR DE PACIENTES HEMIPLÉGICOS NO SOLO E NA ESTEIRA COM
SUPORTE TOTAL E PARCIAL DE PESO**

MARIA SOLANGE PATIÑO SEGURA

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade – Área de Biodinâmica da Motricidade Humana.

RIO CLARO – SP

FEVEREIRO/2005

DEDICATÓRIA

A minha filha Silvia Alejandra e meu marido Isnardo, pelo amor, apoio e compreensão !

A minha mãe e meu irmão pela força e carinho incondicional !

AGRADECIMENTOS

Ao término desta experiência acadêmica e pessoal tão importante, devo agradecer a muitas pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste estudo. Agradeço...

À DEUS, a quem devo o dom da vida e sem o qual nada seria possível.

Aos meus pais, pela educação que me deram, especialmente a minha mãe Eleuteria pelo apoio, incentivo e confiança, e por compartilhar cada momento da minha vida. Ao meu pai Trino pela alegria e amor, que sempre ficará no meu coração.

Ao meu irmão Juan Carlos, um grande amigo que, apesar da distância, está sempre pronto para me ajudar; uma pessoa pela qual tenho muita admiração e carinho. Igualmente, a Tulita, Camila e Isabella pela alegria e motivação permanente.

Ao Prof. Dr. José Angelo Barela pela oportunidade de desenvolver o mestrado, sendo um orientador e amigo, em quem admiro a inteligência, criatividade e capacidade de trabalho. O aprendizado durante estes dois anos foi uma excelente experiência acadêmica e pessoal, mais uma vez OBRIGADA.

À Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi e Dra. Rosana Mattioli pela significativa contribuição dada ao presente estudo no Exame Geral de Qualificação.

À Fundação para Apoio da Pesquisa da Universidade Estadual Paulista (FUNDUNESP) pelo suporte financeiro (Processo # 0019/04).

À Universidade Industrial de Santander pelo apoio dado para o desenvolvimento do mestrado.

Ao serviço de Fisioterapia da Santa Casa de Rio Claro, especialmente ao Fisioterapeuta Cássio pela colaboração na indicação dos participantes.

A Vera e Antonio pelo carinho, proteção e companhia permanente, sendo um suporte muito importante para minha família em todos os momentos.

À minha sogra Raquel, pelo apoio, carinho e fortaleza para suportar os momentos difíceis. Ao meu sogro Alejandro em quem admirei sempre a honestidade, cultura e dedicação à família. A Maria Edilma, Hernando, Lucia, Paula e Carlos Andrés, pela preocupação, solidariedade e por manter o contato virtual permanente, seus conselhos e mensagens alegraram cada dia de nossa vida. Igualmente agradeço às famílias Villabona e Patiño pela preocupação e afeto.

À minha grande amiga e professora Julia Judith, pelos momentos que compartilhamos durante todos os anos de trabalho juntas. Minha admiração e gratidão para quem com inteligência, trabalho e dedicação abriu e mostrou novos caminhos e inspirou muitos sonhos. Você será sempre um exemplo a seguir.

A Esperanza Herrera e Maria Cristina duas amigas e colegas incondicionais das quais recebi carinho e ajuda quando precisei. Durante estes dois anos senti a sua presença em todo momento, vocês são uma equipe de trabalho excelente...

A Dianita pela assessoria, os conselhos e amizade, sou muito afortunada de contar com sua amizade.

Às docentes da escola de Fisioterapia UIS e de forma especial a Stella e Esperanza Cruz pelas experiências compartilhadas durante o trabalho. Igualmente gostaria de agradecer a colaboração e disposição permanente de Martha para me auxiliar com eficiência.

Aos meus amigos do LEM, com os quais me senti em casa, compartilhei todos os momentos e que, me ensinaram muito nestes dois anos de convívio, especialmente o significado da palavra generosidade. A Ana Paula e Priscilla, que me “acolheram” na LEM pública durante a primeira viagem ao Brasil, desde esse momento fui privilegiada por contar com sua amizade; Ana Paula pelo carinho, companhia e por todos os momentos compartilhados, assim como pelas “profundas” discussões sobre os temas de atualidade; Priscilla com seu dinamismo, entusiasmo e capacidade para resolver problemas foi indispensável durante a execução das coletas, além da amizade e hospitalidade junto com toda sua família (Selma, Vina, Fanny e Mauricio); Adriana pela ajuda em todas as coletas e pela “parceria” de todas as horas, sem a sua colaboração e esforço não teria conseguido desenvolver meu trabalho; Aline e Ivan, “o casal do LEM” pela ajuda “caprichada e reforçada” nas coletas; Thatia foi uma excelente anfitriã, agradeço os sábios conselhos nos momentos mais difíceis e as completas explicações

sobre os carnavais de Salvador e Diamantina; Paula, pelo auxílio e conselho nos momentos de tensão “muita calma nessa hora”; Dani pelo exemplo de organização e pelas “fofocas” atualizadas sobre as celebridades; Bibiana pela ajuda e participação no grupo das “locomotivas”; Paulão e Sandra pelo carinho e ajuda permanente respondendo todas as “questões” tanto cotidianas como acadêmicas; e Carol, pelas aulas de português (taaaaaarrrrrde), a assessoria artística e musical, e especialmente pela alegria contagiante. Igualmente gostaria de expressar a minha gratidão aos membros “permanentes” do LEM, Aninha e Guilherme, pela ajuda, hospitalidade e por compartilhar todos os momentos especiais durante nossa moradia no Brasil.

Finalmente, agradeço a Silvia Alejandra e Isnardo por estarem sempre comigo, torcendo por mim...Amo muitos vocês!!

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar o padrão de andar hemiplégico no solo e na esteira com suporte parcial e total de peso. Participaram deste estudo dez pacientes hemiplégicos crônicos, com média de idade de $55,2 \pm 8,72$ anos, com tempo de evolução de $2,8 \pm 2,69$ anos após o AVC. Os participantes realizaram a tarefa experimental do andar em duas superfícies: no solo e em uma esteira motorizada e em quatro condições diferentes de suporte de peso: sem colete e com colete com apoio de 100% do peso corporal, suspensão de 15% e de 30% do peso corporal. Marcadores foram afixados nos centros articulares dos membros inferiores: quadril, joelho, tornozelo e quinto metatarso e o andar foi filmado no plano sagital, de forma alternada para ambos os lados. Inicialmente, andaram numa passarela na condição sem colete, depois com colete e, posteriormente, foi definida por sorteio a ordem das condições de suspensão de peso. Após um curto período de adaptação, os participantes realizaram o andar na esteira, com uma velocidade fixa de 0,33 m/s, primeiro com colete, depois na seqüência previamente definida para a suspensão de peso no solo e finalmente sem colete. Para cada condição de peso e para cada superfície foram digitalizadas três tentativas para a perna parética e três para a perna não parética utilizando o sistema APAS. O comportamento das passadas foi analisado por meio das variáveis descritivas: comprimento, duração, frequência e velocidade. A organização temporal foi analisada por meio da duração das fases de suporte e de balanço e das subfases de suporte simples, primeiro e segundo duplo suporte. Adicionalmente foram obtidos os índices de simetria para as variáveis descritivas e temporais. A movimentação articular foi analisada utilizando os ângulos de flexão de quadril no TC, a extensão de quadril na propulsão, a flexão máxima de joelho durante o balanço, a extensão de joelho durante o SS, a dorsiflexão no TC e a flexão plantar na propulsão. Finalmente, a coordenação foi avaliada mediante o relacionamento intermembros nas duas superfícies e quatro condições de suporte de peso. Os resultados revelaram que com suporte total de peso, o andar hemiplégico no solo apresenta diferenças do andar na esteira. Na esteira, a perna parética apresentou um menor tempo de duração do ciclo, maior número de passadas por segundo, aumento na duração da FS e conseqüente diminuição na duração da FB e um relacionamento intermembros mais simétrico. Ainda, os ângulos articulares revelaram uma movimentação maior da perna parética na esteira para quadril, joelho e tornozelo. Diferentemente, no solo a perna parética apresentou maior tempo de duração do ciclo, menor número de passadas, menor tempo de duração da FS, assim como um relacionamento intermembros assimétrico. Os ângulos articulares no solo indicaram que os ângulos do

quadril, joelho e tornozelo foram menores, evidenciando o predomínio das sinergias anormais com hiperextensão do joelho no SS e equino do pé durante o TC. Em relação à suspensão parcial de peso, os resultados indicaram que a suspensão altera de forma diferente o padrão de andar em cada superfície. Na esteira, o padrão do andar com colete e com suspensão de 15% de peso manteve características similares às descritas anteriormente para a condição sem colete. Com a suspensão de 30% de peso corporal, não foram verificadas diferenças para a perna parética nas variáveis descritivas, nem nos índices de simetria, enquanto que, a duração da FS, do SS e do DS2 diminuíram, sendo verificadas estas diferenças nos índices de simetria das variáveis temporais. Além disso, os ângulos articulares do membro parético apresentaram diminuição da extensão do quadril e aumento na extensão do joelho e na flexão plantar. Entretanto, no solo com a suspensão de peso foram verificadas diferenças para o membro parético, diminuindo o comprimento com a suspensão de peso, aumentando a velocidade na condição de 15% de suspensão e sendo maior a duração do SS, entretanto, não foram encontradas diferenças no relacionamento intermembros. Os ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo apresentaram um acréscimo com a suspensão de peso, enquanto que, na condição com colete os valores foram similares aos descritos para a condição sem colete. Dessa forma, as mudanças comportamentais, temporais, coordenativas e articulares apontaram que em pacientes hemiplégicos crônicos, o padrão de andar foi melhor na esteira do que no solo com suporte total de peso. Com suporte parcial de peso, o andar no solo foi mais funcional com 15% de suspensão, quando comparado com as outras condições de peso, enquanto que na esteira, o padrão apresentou poucas variações com o colete e com a suspensão de peso. Os resultados sugerem que a utilização da esteira e da suspensão de peso nas duas superfícies podem ser consideradas como recursos alternativos ou complementares de outros procedimentos fisioterapêuticos durante a reeducação do andar após o AVC.

PALAVRAS-CHAVE: Andar Hemiplégico, Esteira, Solo, Suporte parcial de peso, Suporte total de peso.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate and compare the gait pattern of hemiparetic subjects walking in the overground and the treadmill with partial body weight support (BWS) and full weight bearing. Ten hemiparetic chronic patients, nine men and one woman, mean age $55,2 \pm 8,72$ years and $2,8 \pm 2,69$ years poststroke participated on the study. The task consisted of walking in two surfaces: overground and motor-driven treadmill and four conditions of weight support: without harness, with harness, with 15% and 30% BWS. Markers were placed on the joint centers in both lower extremities: hip, knee, ankle and five metatarsal. The walking performances were videotaped in the sagittal plane for both sides, alternately. First, hemiparetic subjects walking in a runway without harness, soon after with harness and subsequently the trial order with BWS were randomly defined. At the start of task in the treadmill, all subjects were habituated for the short time. The treadmill speed was kept constant during all trials in 0,33 m/s and sequence of BWS was 1) with harness, 2) order with BWS previously defined at the floor, 3) without harness. For each condition and surface, 3 trials of paretic limb and 3 trials non-paretic limb were collected and were digitized using the APAS system. The step walking organization was examined through the variables stride length, duration, cadence and velocity. In addition, the symmetry indexes for espacial and temporal variables were measured. The temporal walking organization was calculated through the variables duration of support and swing phases, single support, first and second double support period. The joint excursions was evaluated through hip flexion angle at heel strike, hip extension at single support, knee flexion at middle-swing, knee extension at single support, ankle dorsiflexion at heel strike and ankle plantarflexion angle at toe-off. Also, the interlimb coordination was assessed through the phase relative percentage. The results indicated that in the overground hemiplegic gait with full weight bearing was different to treadmill walking. On the treadmill, the limb paretic showed shorter stride duration and greater cadence per seconds, increased support phase and consequently decreased swing phase duration with the phase relative percentage more symmetrically. The joints angles showed greater range of motion on the paretic limb during treadmill walking for the hip, knee and ankle angles. Conversely, on the floor, the limb paretic showed greater stride duration and lower cadence, decreased support phase duration and asymmetrically interlimb coordination.

On the overground, the joint angles showed smaller range of motion on the paretic limb for the hip, knee and ankle angles. These results also demonstrated abnormal synergies with knee recurvatum at the single support and the drop-foot at the heel strike. Besides, the gait differences between surfaces with partial body weight support were observed. On the treadmill, the gait pattern with harness and with 15% of BWS was similar at gait pattern without harness. Despite, no change in espacial variables and symmetrical indices was observed with 30% of BWS, however, decreased support phase, single support and second double support time duration. In this condition, the hip extension decreased on the paretic limb and the knee extension and plantarflexion increased of range of movement. On the overground with 15% of BWS, the paretic limb showed shorter stride length and greater velocity, increased single support duration and no changes in the phase relative percentage were founded. Moreover, with partial BWS the hip, knee and ankle angles were increased, while in the harness condition, similar ranges at without harness condition were observed. Therefore, it can be suggest that in chronic hemiparetic subjects, was found better gait pattern on the treadmill than the overground with full weight bearing. On the overground with 15% of BWS, the gait pattern was more functional than other conditions. These results suggest that treadmill training and partial BWS in two surfaces can be considered as alternative or complementary resources of other physical therapy procedures during the gait reeducation in poststroke patients.

KEY WORDS: Hemiplegic Gait, Treadmill, Overground, Partial Body weight support, Full Weight Bearing.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | Página |
|--|---------------|
| Figura 1. Descrição dos padrões compensatórios na marcha de pacientes hemiplégicos..... | 28 |
| Figura 2. Proporção dos eventos temporais adaptados no andar hemiplégico..... | 36 |
| Figura 3. Ângulos do quadril em pacientes hemiplégicos..... | 41 |
| Figura 4. Ângulos do joelho em pacientes hemiplégicos | 42 |
| Figura 5. Ângulos do tornozelo em pacientes hemiplégicos | 43 |
| Figura 6. Localização das marcas afixadas nos centros articulares dos membros inferiores | 62 |
| Figura 7. Representação esquemática dos equipamentos utilizados durante a filmagem | 63 |
| Figura 8. Estrutura metálica do sistema de suspensão | 64 |
| Figura 9. Sistema de suspensão utilizado durante a tarefa experimental | 65 |
| Figura 10. Eventos durante o ciclo da marcha: (TCI – toque de calcanhar ipsilateral, PCC – perda de contato contralateral, TCC – toque de calcanhar contralateral, PCI – perda de contato ipsilateral, DS1 – primeiro duplo suporte, SS – suporte simples, DS2 – segundo duplo suporte) | 70 |
| Figura 11. Convenção utilizada para obtenção dos ângulos articulares do quadril (q), joelho (j) e tornozelo (t) | 71 |
| Figura 12. Média e desvio padrão do comprimento no solo (a) e na esteira (b), da duração do ciclo no solo (c) e na esteira (d), da velocidade no solo e na esteira (f) e da frequência da passada no solo (g) e na esteira (h) para o membro parético e não parético..... | 77 |
| Figura 13. Média e desvio padrão da duração da fase de suporte no solo (a) e na esteira (b), da fase de balanço no solo (c) e na esteira (d) para o membro inferior parético e não parético..... | 79 |
| Figura 14. Média e desvio padrão da duração da subfase de suporte simples no solo (a) e na esteira (b), do primeiro duplo suporte no solo (c) e na esteira (d), do segundo duplo suporte no solo (e) e na esteira (f) para o membro inferior parético e não parético..... | 80 |

| | |
|--|----|
| Figura 15. Média do padrão dos ângulos articulares do quadril no membro parético no solo (a), e na esteira (b); e para o membro inferior não parético no solo (c) e na esteira (d)..... | 83 |
| Figura 16. Média e desvio padrão dos ângulos articulares de flexão do quadril no toque de calcanhar no solo (a) e na esteira (b); e de extensão do quadril na propulsão no solo (c) e na esteira (d), para o membro inferior parético e não parético..... | 84 |
| Figura 17. Média do padrão dos ângulos articulares do joelho no membro parético no solo (a), e na esteira (b); e para o membro inferior não parético no solo (c) e na esteira (d)..... | 86 |
| Figura 18. Média e desvio padrão dos ângulos articulares de flexão do joelho no solo (a) e na esteira (b); e de extensão do joelho no solo (c) e na esteira (d) para o membro inferior parético e não parético..... | 87 |
| Figura 19. Média do padrão dos ângulos articulares do tornozelo no membro parético no solo (a), e na esteira (b); e para o membro inferior não parético no solo (c) e na esteira (d)..... | 89 |
| Figura 20. Média e desvio padrão dos ângulos articulares de dorsiflexão no solo (a) e na esteira (b), e de plantiflexão no solo (c) e na esteira (d) para o membro inferior parético e não parético..... | 90 |
| Figura 21. Média e desvio padrão da fase relativa no solo (a) e na esteira (b) para o membro inferior parético e não parético..... | 92 |
| Figura 22. Média e desvio padrão dos índices de simetria do comprimento (a), da duração (b), da velocidade (c) e da frequência da passada (d), tanto no solo como na esteira | 94 |
| Figura 23. Média e desvio padrão dos índices de simetria da fase de suporte (a), do suporte simples (b), do primeiro duplo suporte (c) e do segundo duplo suporte (d), no solo e na esteira..... | 95 |

LISTA DE TABELAS

| | Página |
|---|---------------|
| Tabela 1. Médias e desvios padrão da velocidade durante o andar em hemiplégicos..... | 33 |
| Tabela 2. Idade (anos), gênero (M/F), tempo de evolução do AVC (anos) e hemisfério lesado (direito o esquerdo)..... | 61 |
| Tabela 3. Peso corporal dos participantes, média e desvio padrão do peso corporal calculado e do peso corporal retirado com 15% e 30% de suspensão durante as tentativas no solo e na esteira | 66 |
| Tabela 4. Avaliação motora do membro inferior utilizando a escala de Fugl-Meyer, avaliação do tônus muscular com a escala modificada de Asworth e avaliação funcional com o índice de capacidade funcional | 76 |

SUMÁRIO

| | Página |
|--|---------------|
| 1. INTRODUÇÃO..... | 16 |
| 2. REVISÃO DE LITERATURA..... | 21 |
| 2.1 ASPECTOS GERAIS DO AVC..... | 21 |
| 2.2 PADRÃO DE ANDAR NO HEMIPLÉGICO..... | 25 |
| 2.2.1 Variáveis Descritivas no Andar do Hemiplégico..... | 32 |
| 2.2.2 Organização Temporal do Andar no Hemiplégico..... | 35 |
| 2.2.3 Cinemática articular do Andar no Hemiplégico..... | 39 |
| 2.3 REEDUCAÇÃO DA MARCHA NO HEMIPLÉGICO | 44 |
| 2.3.1 Aspectos Gerais do Exercício Terapêutico..... | 44 |
| 2.3.2 Estudos Clínicos na Esteira com Suporte Parcial e Total de Peso..... | 50 |
| 2.3.3 Avaliação do Padrão de Marcha no Solo e na Esteira | 54 |
| 3. OBJETIVO | 59 |
| 4. MATERIAL E MÉTODO | 60 |
| 4.1 PARTICIPANTES..... | 60 |
| 4.2 PROCEDIMENTOS..... | 62 |
| 4.2.1 Sistema de suspensão..... | 64 |
| 4.2.2 Tarefa experimental no solo..... | 66 |
| 4.2.3 Tarefa experimental na esteira | 67 |
| 4.3 TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS..... | 68 |
| 4.3.1 Variáveis descritivas..... | 69 |
| 4.3.2 Variáveis temporais..... | 69 |
| 4.3.3 Variáveis relacionadas com a cinemática articular..... | 70 |
| 4.3.4 Variáveis coordenativas..... | 72 |
| 4.3.5 Índice de simetria..... | 72 |
| 4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA..... | 73 |
| 5. RESULTADOS..... | 75 |
| 5.1 VARIÁVEIS CLÍNICAS | 75 |
| 5.2 VARIÁVEIS DESCRITIVAS..... | 76 |
| 5.2.1 Membro inferior parético..... | 77 |
| 5.2.2 Membro inferior não parético..... | 78 |

| | |
|---|-----|
| 5.3 VARIÁVEIS TEMPORAIS..... | 79 |
| 5.3.1 Membro inferior parético..... | 80 |
| 5.3.1 Membro inferior não parético..... | 81 |
| 5.4 ÂNGULOS ARTICULARES..... | 82 |
| 5.4.1 Ângulos de quadril..... | 82 |
| 5.4.1.1 Membro inferior parético..... | 84 |
| 5.4.1.2 Membro inferior não parético..... | 85 |
| 5.4.2 Ângulos de joelho..... | 86 |
| 5.4.2.1 Membro inferior parético..... | 87 |
| 5.4.2.2 Membro inferior não parético..... | 88 |
| 5.4.3 Ângulos de tornozelo..... | 89 |
| 5.3.3.1 Membro inferior parético..... | 90 |
| 5.3.3.2 Membro inferior não parético..... | 91 |
| 5.4 VARIÁVEIS COORDENATIVAS..... | 92 |
| 5.4.1 Membro inferior parético..... | 93 |
| 5.4.1 Membro inferior não parético..... | 93 |
| 5.4 ÍNDICES DE SIMETRIA..... | 93 |
| 5.4.1 índices de simetria: variáveis descritivas..... | 93 |
| 5.4.2 índices de simetria: variáveis temporais..... | 95 |
| 6. DISCUSSÃO..... | 97 |
| 6.1 ANDAR HEMIPLÉGICO NO SOLO E NA ESTEIRA COM SUPORTE TOTAL DE PESO..... | 98 |
| 6.2 ANDAR HEMIPLÉGICO NO SOLO E NA ESTEIRA COM SUSPENSÃO PARCIAL DE PESO..... | 106 |
| 6.3 REABILITAÇÃO DO ANDAR HEMIPLÉGICO NO SOLO E NA ESTEIRA COM SUPORTE TOTAL E PARCIAL DE PESO..... | 112 |
| 7. CONCLUSÃO..... | 123 |
| REFERÊNCIAS..... | 126 |
| ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA..... | 140 |
| APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO..... | 141 |
| APÊNDICE B - FICHA DE COLETA | 142 |
| APÊNDICE C – MÉDIA E DESVIO PADRÃO DAS VARIÁVEIS DESCRITIVAS..... | 143 |

| | |
|---|-----|
| APÊNDICE D - MÉDIA E DESVIO PADRÃO DAS VARIÁVEIS TEMPORAIS | 145 |
| APÊNDICE E – MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES | 147 |
| APÊNDICE F – MÉDIA E DESVIO PADRÃO DA COORDENAÇÃO INTERMEMBROS | 149 |
| APÊNDICE G – MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS ÍNDICES DE SIMETRIA – VARIÁVEIS DESCRITIVAS | 150 |
| APÊNDICE H – MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS ÍNDICES DE SIMETRIA – VARIÁVEIS TEMPORAIS | 151 |

1. INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma alteração que atinge o sistema nervoso central, provocando um déficit focal ou global súbito com sintomas que duram mais de 24 horas ou que levam a morte. Dependendo do déficit neurológico podem existir limitações nas atividades da vida diária, sejam básicas cotidianas ou básicas instrumentais e na qualidade de vida desta população (DUNCAN, 1994).

O AVC é um problema de saúde pública mundial, devido ao impacto na qualidade de vida, ao incremento nos fatores de risco associados a quedas e as complicações sistêmicas após o derrame observadas nos pacientes. No hemisfério ocidental, o AVC tem uma incidência anual entre 0,8 e 4 a cada mil habitantes e uma prevalência de 6 por mil habitantes. Em 75% dos casos, as pessoas sobrevivem com problemas neurológicos residuais, sendo a alteração na marcha um dos maiores problemas funcionais após o AVC. Os estudos de prevalência mostram que de cada 100 pessoas que sobrevivem, 10 retornam às atividades cotidianas sem comprometimento, 40 apresentam incapacidade residual leve, 40 ficam incapacitadas e requerem atenção especializada e 10 precisam de assistência institucional.

Ainda, há o impacto social, tornando-se um problema para os sistemas de saúde, devido aos altos custos investidos no cuidado terapêutico desta população (WILLIAMS, 2001).

A complexidade das alterações no padrão de marcha em pacientes hemiplégicos é um desafio para os profissionais que estudam o movimento humano. O padrão do andar hemiplégico apresenta diversas mudanças intra e inter-sujeitos e caracteriza-se por ser estereotipado, assimétrico, lento, com um comprimento da passada menor e um número reduzido de passadas por segundo quando comparado com a marcha normal. Além disso, existem diferenças na organização temporal das fases e subfases do ciclo da marcha, na amplitude de movimento articular e na coordenação intra e intermembros tanto no lado parético como no membro não parético.

Todos estes problemas alteram a funcionalidade da marcha no paciente hemiplégico e aumentam o risco de ocorrência de quedas (NYBERG; GUSTAFSON, 1995, 1996, 1997) devido à combinação de fatores neuropsicológicos, comportamentais, sensório-motores e farmacológicos, que afetam a deambulação e interferem no processo de recuperação e reintegração social. Por essa razão, procura-se aperfeiçoar os sistemas de avaliação e medição com a finalidade de coletar dados quantitativos e qualitativos mais significativos que permitam estabelecer indicadores de recuperação, classificar e comparar os padrões, determinar as respostas fisiológicas, validar a efetividade dos procedimentos fisioterapêuticos, farmacológicos, cirúrgicos e ortéticos e propor novas estratégias de intervenção.

Durante o processo de reabilitação, procura-se oferecer soluções para estes problemas com o objetivo de tornar o paciente, após o AVC, o mais funcional possível. Atualmente existem duas tendências principais no exercício terapêutico para o trabalho da marcha durante o processo de reabilitação. Uma tendência considerada convencional tem como base os métodos neuro-desenvolvimentais (ROOD, 1962; BRUNNSTRÖM, 1964; BOBATH, 1967; KNOTT; VOSS, 1968). Uma outra tendência tem sido utilizada mais recentemente na clínica

baseada no processo de aprendizagem após a lesão (CARR; SHEPHERD, 1998) e orientada a tarefas funcionais (HAUGEN; MATHIOWETZ, 1998).

Um recurso terapêutico alternativo utilizado em pacientes hemiplégicos é o treinamento da marcha na esteira com e sem suporte parcial de peso (FINCH; BARBEAU, 1991; MILLER; QUINN; SEDDON, 2002). Neste caso, a finalidade é diminuir as restrições biomecânicas, proporcionar a sensação normal do movimento, enfatizar uma tarefa funcional específica e ativar o gerador central de padrões para a locomoção (SEIF-NARAGHI; HERMAN, 1999).

Com a finalidade de avaliar os efeitos dos diferentes programas de tratamento implementados para reeducar o andar hemiplégico, têm sido realizados estudos clínicos que comparam os resultados do treinamento no solo utilizando procedimentos dos métodos neuromusculares (DICKSTEIN; HOCHERMAN; PILLAR; SHAHAM, 1986; LORD; HALL, 1986; JONGBLOED; STACEY; BRIGHTON, 1989; LANGHAMMER; STANGHELLE, 2000, 2003) e o treinamento do padrão de marcha no solo e na esteira (WAAGFJÖRD; LEVANGIE; CERTO, 1990; HESSE; BERTELT; SCHAFFRIN; MALEZIC; MAURITZ, 1994; HESSE; JAHNKE; BERTELT; SCHREINER; LÜCKE; MAURITZ, 1994; HESSE; BERTELT; JAHNKE; SCHAFFRIN; BAAKE; MALEZIE; MAURITZ, 1995; VISINTIN; BARBEAU; KORNER-BITENSKY; MAYO, 1998; WERNER; BARDELEBEN; MAURITZ; KIKER; HESSE, 2002; MUDGE; ROCHESTER; RECORDON, 2003). Porém existem dificuldades para determinar a efetividade dos tratamentos devido às diversas características motoras e funcionais da população e às limitações nos desenhos experimentais e formas de avaliação.

Embora a utilização da esteira com e sem suspensão de peso na recuperação de pacientes tem sido avaliada na clínica, há a necessidade de melhor compreender o padrão de andar nesta condição para entender e verificar quais as possíveis vantagens deste recurso

terapêutico. Apenas alguns estudos compararam as variáveis cinéticas e cinemáticas da marcha no solo e na esteira em sujeitos sãos (MURRAY; SPURR; SEPIC; GARDNER; MOLLINGER, 1985; ALTON; BALDEY; CAPLAN; MORRISEY, 1998) com suporte parcial ou total do peso corporal (FINCH; BARBEAU; ARSENAULT, 1991) e em hemiplégicos nas duas superfícies com todo o peso corporal (HARRIS-LOVE; FORRESTER; MACKO; SILVER; SMITH, 2001) e com suporte parcial de peso (HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999).

Assim, embora os resultados destes estudos são importantes na fundamentação do trabalho clínico, outros estudos precisam ser realizados envolvendo pacientes hemiplégicos para determinar as principais variáveis que podem ser controladas durante a reabilitação. Mais importante, ainda, é verificar a validade do uso destas ferramentas tendo em vista que o andar no solo parece requerer demandas diferentes daquelas que poderiam estar sendo estimuladas na esteira. Deste modo, estudos sobre o padrão do andar hemiplégico sob estas condições tornam-se importantes, permitindo o aprofundamento na conceitualização e compreensão das exigências envolvidas nestes programas de intervenção. Assim, este estudo tem como objetivo analisar o padrão do andar em pacientes hemiplégicos no solo e em uma esteira motorizada, sem e com suporte parcial do peso corporal.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Com a finalidade de discutir o padrão do andar hemiplégico, serão abordados três tópicos principais. O primeiro, considera os aspectos gerais envolvidos na recuperação do andar após o AVC, o segundo considera as variáveis descritivas, temporais, coordenativas e a cinemática articular na marcha hemiplégica e o terceiro, a reeducação da marcha no solo e na esteira dos pacientes hemiplégicos.

2.1 ASPECTOS GERAIS DO AVC

O déficit neurológico decorrente do AVC caracteriza-se por manifestações clínicas e estágios de recuperação, onde cada paciente pode atingir um platô em qualquer fase, dependendo das características individuais e da lesão, tais como o tipo, a extensão, a localização e o tempo de evolução. De forma geral, após um AVC manifestações clínicas são observadas, que evidenciam o comprometimento dos diversos sistemas corporais. Estas manifestações clínicas envolvem comumente alterações motoras e sensitivas, que afetam a

função física. Além disso, déficits na função cognitiva, perceptiva, emocional e continência podem estar associados à condição após o AVC. Desta forma, todos os sintomas anteriores em conjunto, limitam a funcionalidade no andar do hemiplégico durante os diferentes estágios da recuperação neurológica e funcional. Assim mesmo, as seqüelas relacionadas com as deformidades, a condição física do paciente e outros aspectos relacionados com a motivação e cognição podem estar envolvidos durante a recuperação e o processo de reabilitação de andar. Estas limitações no andar restringem a capacidade para realizar as tarefas funcionais de autocuidado e de deambulação (subir e descer escadas, sair fora de casa, fazer compras, etc), contribuindo para uma pobre auto-estima, depressão, isolamento social e deterioração física (TEXEIRA-SALMELA; OLIVEIRA; SANTANA; RESENDE, 2000).

Os resultados de vários estudos mostram que o andar hemiplégico requer um gasto energético maior entre 50 e 60% em comparação a sujeitos sãos. Waters e Mulroy (1999) consideram que a diminuição na velocidade acontece para ajustar o consumo de oxigênio, como uma forma de economia do sistema. Desta forma, o padrão de marcha hemiplégico é pouco eficiente e com marcadas limitações funcionais, especialmente quando mudam as condições do contexto e quando é realizado conjuntamente com outras atividades motoras (DUNCAN, 1994).

Apesar das alterações decorrentes de um AVC, os sobreviventes apresentam algum grau de recuperação da função neurológica, do estado funcional e da qualidade de vida (DUNCAN; LAI, 1997). De forma geral, o processo de recuperação neurológica apresenta uma fase inicial de melhora espontânea, que acontece de forma rápida durante os primeiros 3 meses e, especialmente, durante as primeiras semanas (SKILBECK; WADE; HEWER; WOOD, 1983). Ainda existem dúvidas se esta recuperação espontânea continua 6 meses após a lesão, embora estudos clínicos mostrem que o processo de recuperação segue ativo por

meses ou anos depois de ocorrido o AVC (HENDRICKS; LIMBEEK; GEURTS; ZWARTS, 2002).

A recuperação funcional, segundo o estudo prospectivo de Framingham (GRESHAM; KELLY-HAYES; WOLF; BEISER; KASE; D'AGOSTINO,1998), mostra que existe a possibilidade de recuperação completa do estado funcional e da marcha nos sobreviventes que tiveram apenas um episódio. No entanto, as pessoas com déficits neurológicos e funcionais graves, a longo prazo, apresentam incremento nos fatores de risco associados a quedas e complicações sistêmicas, assim como comprometimento nas áreas psicossociais e ambientais (JORGENSEN; NAKAYAMA; RAASCHOU; PEDERSEN; HOUTH; OLSEN, 2000).

O estudo clássico sobre recuperação motora, realizado por Twitchell (1951), mostrou que esse processo segue um padrão geral, tanto para os pacientes que apresentam melhora completa, como para aqueles cuja recuperação se detêm em qualquer das fases. Na fase inicial da recuperação motora, é comum a flacidez e a alteração no controle voluntário do movimento. Horas, dias ou semanas depois inicia o aumento de tônus e a liberação da atividade reflexa e dos padrões sinérgicos em massa, que precedem o controle voluntário, sendo o membro inferior o primeiro a se recuperar, seguido da recuperação do membro superior e mais tardiamente da mão (JORGENSEN; NAKAYAMA; RAASCHOU; PEDERSEN; HOUTH; OLSEN, 2000).

Brunnström (1976) dividiu o processo de recuperação motora em 6 fases, incluindo as descrições de uma seqüência estereotipada de eventos relacionados com o controle de movimento, assim como a influência do tônus e da atividade reflexa sobre os padrões sinérgicos anormais. No primeiro estágio, o paciente tem dificuldade para iniciar o movimento devido à flacidez e severo comprometimento nos padrões de movimento. No segundo estágio, começa a espasticidade e surgem alguns componentes das sinergias como reações associadas ou como pequenas respostas voluntárias. No terceiro estágio, aumenta a

espasticidade e melhora o controle voluntário, mas sem atingir todos os componentes do padrão de movimento, sendo nesta fase evidente o predomínio da sinergia flexora no membro superior (retração da escápula, adução e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo, pronação de antebraço, flexão do punho e dedos e flexão com adução do polegar) e da sinergia extensora no membro inferior (extensão, adução e rotação interna de quadril, extensão do joelho, plantiflexão e inversão do tornozelo com flexão plantar dos dedos). No quarto estágio, a espasticidade diminui e melhora a execução e reversão de alguns movimentos antagonistas às sinergias anormais. No quinto estágio, na medida que a espasticidade cede ou é controlada, podem ser realizadas combinações mais complexas de movimento. No sexto estágio, são realizados movimentos isolados sem a interferência das sinergias e da atividade reflexa anormal, com uma coordenação boa mas não normal. Para diferenciar estes comportamentos, os fisioterapeutas do *Chedoke-McMaster Rehabilitation Centre* validaram esta escala, incluíram a descrição do controle postural e definiram a fase 7 para os pacientes que apresentam uma recuperação completa, caracterizada por um repertório motor normal com padrões de movimento coordenados e complexos (GOWLAND; TORRESIN; VANHULLENAAR; BEST, 1990). Desta forma, estes estágios orientam a compreensão da recuperação motora e facilitam o processo de avaliação e intervenção terapêutica.

Os estudos de avaliação funcional da marcha que utilizaram este sistema de classificação consideram a recuperação do padrão do andar durante os diferentes estágios. Os pacientes que apresentam um grau severo de comprometimento no controle postural e no controle voluntário do movimento durante a primeira fase, não conseguem caminhar. Durante as fases 2 e 4, 25% dos pacientes realizam a marcha, alguns com supervisão e ajuda de bengala e/ou órtese em superfícies regulares. Nas fases 4 e 5, 50% a 80% dos pacientes realizam um padrão de marcha independente, com limitações para deambular longas

distâncias e diferentes terrenos. Na fase 6, 90% dos pacientes realizam marcha independente e somente 10% precisam de ajuda em superfícies irregulares (GOWLAND; TORRESIN; VANHULLENAAR; BEST, 1990).

Portanto, um dos maiores problemas funcionais em pacientes após o AVC é a alteração na marcha, sendo a reeducação do andar o objetivo principal dos programas de reabilitação (CAVALHEIRO, 1993). Um estudo realizado por Wade, Wood, Heller, Maggs e Hewer (1987), com 60 pacientes hemiplégicos, três meses após o ataque, mostrou que 25% deles nunca caminharam independentemente, 50% se recuperaram, mas apresentavam alguma alteração na marcha e 25% dos pacientes realizaram a marcha independentemente com uma velocidade normal para a idade.

De forma geral, tem sido verificado que o comportamento dos transtornos cerebrovasculares é heterogêneo, devido à interação de fatores relacionados com o indivíduo, a lesão, o ambiente e os cuidados de saúde, os quais determinam as manifestações clínicas, o prognóstico e as seqüelas. Geralmente, quanto mais rápida a recuperação, melhor será o prognóstico e menor a possibilidade de apresentar seqüelas não diretamente relacionadas com o dano cerebral tais como retrações e deformidades hipertônicas, atrofia por desuso ou alteração do condicionamento físico, que vão incrementar a deficiência no padrão de marcha.

2.2 PADRÃO DE ANDAR NO HEMIPLÉGICO

O padrão do andar em pacientes hemiparéticos caracteriza-se por ser estereotipado e por apresentar múltiplas alterações entre e intra-indivíduos, possivelmente na procura de encontrar novas alternativas para realizar a marcha apesar das deficiências. Como foi salientado no tópico anterior, estas alterações dependem do nível, da intensidade e da

localização da lesão, bem como do tempo de evolução e das condições da pessoa e do contexto.

As características gerais encontradas por Olney e Richards (1996), em uma revisão dos estudos realizados, mostraram que durante o ciclo da marcha do hemiplégico as duas extremidades inferiores têm um trabalho assíncrono, apresentando assimetria na tomada de peso e no alinhamento e orientação dos segmentos corporais entre si e em relação ao ambiente. Esta assimetria é a constatação visível de diversas manifestações clínicas decorrentes do AVC, que provocam impacto negativo no controle da postura e dos movimentos voluntários.

A assimetria no controle postural é evidente durante a manutenção da posição ereta e na execução de diversas tarefas motoras. Estas alterações podem ser consideradas como resultado dos erros no processamento e utilização da informação sensorial acerca da posição e movimento, que afetam o planejamento da ação e os mecanismos de controle *feedback* e *feedforward* (TITIANOVA; TARKKA, 1995; CORRIVEAU; HÉBERT; RAÏCHE; PRINCE; 2004). Estas mudanças no controle postural dos hemiplégicos levam a um alinhamento anormal e ao estabelecimento de diversas estratégias compensatórias para manter a postura ereta e movimentar o centro de gravidade sobre uma base de suporte estreita, utilizando as reações de endireitamento, equilíbrio e os ajustes posturais automáticos do membro não parético (BOBATH, 1975).

Outra explicação para a assimetria patológica no hemiplégico, considera o déficit nos padrões de movimento. Estes padrões apresentam déficit na seleção, amplitude e latência de músculos agonistas e antagonistas, com variações que vão desde o padrão em flexão durante o balanço, até a ativação da sinergia extensora no apoio. Comparativamente com os sujeitos sãos, estão alterados os padrões de movimento nos dois membros inferiores em grau variável,

dependendo da severidade da paresia, do nível de espasticidade e da força gerada tanto no membro lesado como no contralateral.

As análises descritivas da marcha nos hemiplégicos mostram as diferentes estratégias utilizadas pelos pacientes para compensar a deficiência (GRIFFIN; OLNEY; McBRIDE, 1995). Porém, poucos estudos descrevem os movimentos do tronco e membro superior na marcha do hemiplégico (WOOLLEY, 2001). Geralmente durante o andar, o braço se movimenta pouco e permanece numa postura com a escápula em depressão, adução e rotação inferior. O ombro fica relativamente fixo em adução e rotação interna, com o cotovelo e mão flexionados em graus variados. O tronco apresenta múltiplas variações, por exemplo, durante o apoio médio pode ficar em flexão deslocando anteriormente o centro de gravidade. Em outros casos, o tronco fica em extensão quando a pelve está retraída posteriormente. Outra compensação no tronco é a inclinação lateral em direção ao membro não parético utilizada para facilitar o balanço da extremidade afetada.

Os estudos sobre o padrão de marcha, realizados com pacientes hemiplégicos fundamentaram a classificação das adaptações dinâmicas na postura do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo durante o andar. No primeiro padrão compensatório, predomina a sinergia extensora. A Figura 1 apresenta a representação esquemática de algumas compensações observadas no padrão de marcha em hemiplégicos. Na fase de suporte do lado menos comprometido, os movimentos compensatórios de nível proximal no lado parético podem ser de elevação e inclinação anterior da pelve, circundução com adução e rotação interna do quadril para retirar o pé do chão e propulsionar a extremidade afetada para a fase de balanço, e assim, compensar a diminuição na flexão de quadril, joelho e tornozelo (Figura 1a). Durante a fase de suporte de peso sobre o lado parético, ocorre inclinação lateral do tronco e bacia da pelve (Figura 1b). Entretanto, o joelho pode ficar em hiperextensão (Figura 1c) ou em semi-flexão rígida (Figura 1d) com o tornozelo em plantiflexão e em alguns casos em

inversão e flexão dos dedos do pé (dedos em garra) durante parte da fase de apoio e de balanço.

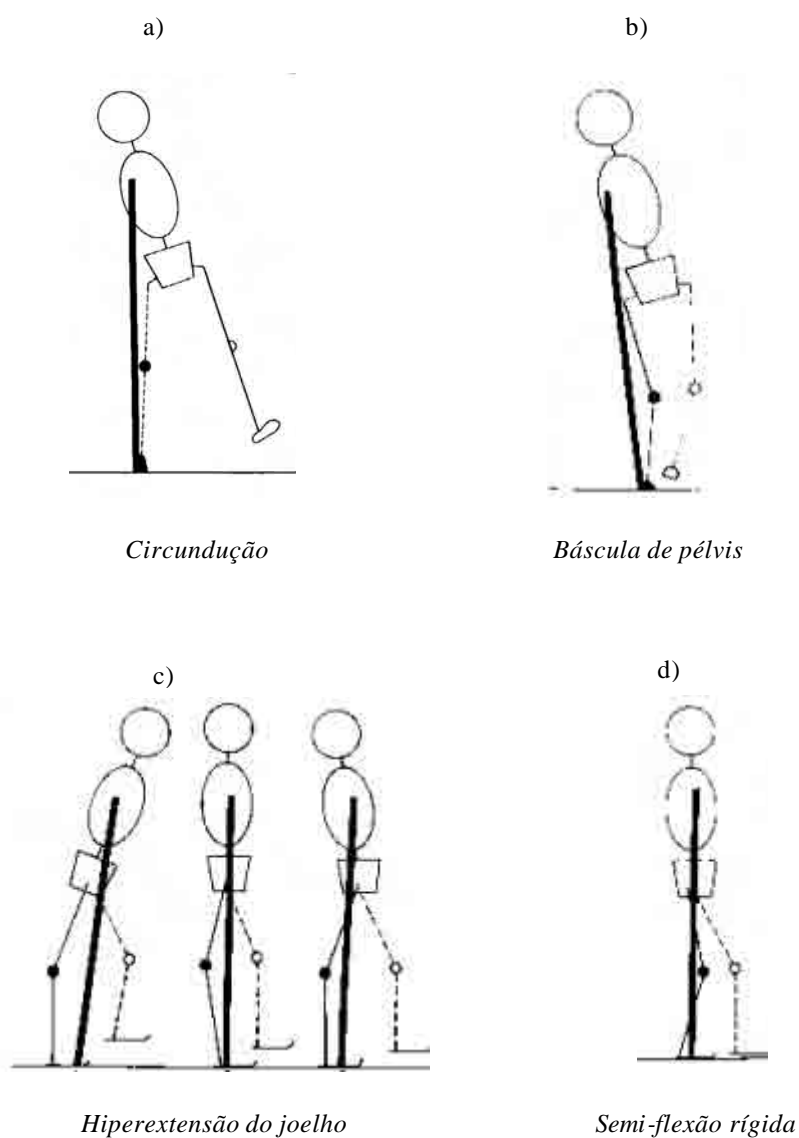


Figura 1. Representação esquemática dos padrões compensatórios na marcha de pacientes hemiplégicos.

Outro padrão compensatório é produzido pela coativação anormal que leva a uma "flexão em massa" ou a uma mistura das sinergias flexora e extensora das extremidades e comprometimento no controle seletivo do tronco durante a marcha. Neste padrão, durante o início da fase de balanço, o lado parético apresenta inclinação posterior da pelve, enquanto o

quadril é movimentado em relativa flexão e abdução. Nestes casos, os movimentos distais anormais são utilizados para reforçar os movimentos proximais, especialmente durante o balanço (RYERSON, 1994).

De forma geral, o hemiplégico não realiza adequadamente a tomada de peso durante a fase de suporte com a perna parética. Isso ocorre devido à falta de selectividade motora que dificulta o controle da combinação de movimentos mais complexos, como extensão de quadril, flexão de joelho e deslocamento anterior da tibia. Também estão alterados os padrões avançados de extensão de quadril e máxima flexão de joelho, no início do balanço, e de flexão de quadril com extensão de joelho e dorsiflexão no final do balanço e início do suporte. Portanto, o hemiplégico não realiza dorsiflexão durante o toque de calcanhar, nem os movimentos controlados de tornozelo até o apoio médio. No início da fase de suporte, toca o chão com todo o pé, com o antepé ou com a borda lateral do pé, restringindo assim que o pé se adapte aos diferentes terrenos.

Para compreender melhor este comportamento, De Quervain, Simon, Leurgans, Pease e McAllister (1996) e Mulroy, Gronley, Weiss, Newsam e Perry (2003) tentaram classificar em grupos os padrões compensatórios observados durante a marcha de hemiplégicos e sugeriram que tanto a assimetria como a variabilidade no comportamento entre e intra-sujeitos podem ser explicadas mediante as variações na organização temporal e na diminuição na intensidade da atividade muscular em músculos como soleus, tibial anterior, quadríceps e isquiotibiais durante as fases de balanço e de suporte. De modo geral, existe uma redução na magnitude das respostas musculares, com início prematuro e duração prolongada na atividade muscular e ondas que diferem das normais. Mas ainda não existe certeza se estas mudanças são produto do déficit neurológico ou são compensações mecânicas durante o andar (OLNEY; GRIFFIN; McBRIDE, 1994).

Knutsson e Richards (1979) propuseram uma classificação em três grupos para os padrões de ativação muscular nos hemiplégicos. No primeiro grupo, foram consideradas as alterações leves e moderadas nas respostas do tibial anterior e plantiflexores. No segundo grupo, a diminuição ou ausência na resposta em dois ou mais grupos musculares e no terceiro grupo, padrões de coativação de vários músculos. Apesar destas tentativas, tem sido difícil agrupar ou padronizar estes resultados devido à grande variabilidade nas respostas e múltiplas diferenças entre e intra-indivíduos.

Especificamente, o equino varo do pé está associado com atividade isolada do tibial posterior, ação prematura ou prolongada dos gastrocnêmios e atividade pobre ou nula do tibial anterior. Nos músculos do joelho, foi encontrada coativação do quadríceps e dos ísquiotibiais e uma atividade prolongada do vasto lateral até o final do apoio. Assim mesmo, nos pacientes que apresentam uma semiflexão rígida do joelho durante a carga, tem sido encontrada uma ativação contínua dos ísquiotibiais durante a fase de apoio na perna parética. No quadril, durante a propulsão, a atividade dos flexores de quadril está aumentada, para compensar o decréscimo na atividade dos plantiflexores. Na fase de suporte, geralmente a sincronia na atividade dos músculos estabilizadores da pelve, em especial os glúteos e adutor maior, também está alterada (OLNEY; RICHARDS, 1996). De forma geral, outros estudos mostram que durante a fase de suporte 75% dos pacientes apresentam uma maior atividade elétrica do glúteo máximo e médio, vasto lateral e sóleo. No entanto, na fase de balanço, 65% dos pacientes apresentaram atividade maior no tensor da fáscia lata e psoas ilíaco (PERRY; GIOVAN; HARRIS; MONTGOMERY; AZARIA, 1978).

Além das alterações na atividade muscular, também têm sido observadas mudanças nos parâmetros cinéticos. Por exemplo, vários estudos que avaliaram a força de reação no solo (FRS) identificaram assimetria nos hemiplégicos na produção de força nos componentes médio-lateral, ântero-posterior e vertical, durante o ciclo da marcha. Carlsoo,

Dahllof e Holm (1974) concluíram que as diferenças nestas curvas de força eram causadas pelas variações na velocidade da direção de movimento do centro de gravidade. Morita, Yamamoto e Furuya (1995) verificaram o deslocamento do centro de gravidade sobre o membro não parético a fim de diminuir a tomada de peso sobre o lado parético, obter estabilidade e ajustar a amplitude do passo.

Brunt, Vander Linden e Behrman (1995) apontaram que no final do suporte o hemiplégico apresenta dificuldade para gerar as forças de propulsão na extremidade afetada, possivelmente devido à atividade atípica dos músculos plantiflexores. Igualmente, as restrições na tomada de peso limitam a projeção anterior do centro de massa no suporte simples, sendo este evento importante na preparação da fase de balanço da extremidade contralateral.

Hesse, Reiter, Jahnke, Dawson, Sarkodie-Gyan e Mauritz (1997) avaliaram a assimetria no início da marcha em hemiplégicos levando em consideração o comportamento das variáveis espaço-temporais, a trajetória do centro de massa (CM) e o centro de pressão (CP). Estes autores consideraram que o CM e CP ilustram o movimento do corpo como um todo e permitem avaliar os processos dinâmicos e as estratégias de controle durante o andar. Os resultados mostraram diferenças significativas no começo da marcha, tanto para o membro parético quanto para o membro não parético. Quando os pacientes iniciaram a marcha com a perna não parética, apresentou-se um deslocamento anterior do CM devido à inclinação anterior ou semiflexão do tronco e aumentou a oscilação médio-lateral, possivelmente devido à insegurança no suporte sobre o lado parético. Entretanto, quando os pacientes iniciaram a marcha com a perna parética, existiu um retardo na aceleração ântero-posterior do centro de massa, devido à elevação ou circundação da pelve, porém, os padrões do CP e CM em hemiplégicos foram semelhantes ao padrão dos sujeitos sãos.

De forma geral, os estudos de análise da marcha realizados em hemiplégicos têm verificado as alterações decorrentes do AVC utilizando diversos grupos de variáveis. No presente estudo são consideradas as variáveis descritivas, temporais e os ângulos articulares, cujos resultados serão discutidos a seguir.

2.2.1 Variáveis Descritivas no Andar do Hemiplégico

Geralmente, os estudos de marcha realizam as medições das variáveis descritivas como velocidade, comprimento, duração do ciclo e frequência durante o ciclo de andar, por ser de fácil execução e pela relevância destes resultados na clínica (ÖZGIRGIN; BÖLÜKBASI; BEYAZOVA; ORKUM, 1993). Dentre estas variáveis, a velocidade do andar é uma das variáveis cinemáticas mais estudadas nos hemiplégicos, porque orienta sobre o grau de comprometimento no padrão de andar, sobre o estado funcional e é um indicador de prognóstico altamente sensível das mudanças motoras, sensoriais e funcionais durante o processo de evolução clínica (CHEN; CHEN; TANG; WU; CHENG; HONG, 2003).

De forma geral, o padrão de andar no hemiplégico é 50% mais lento que a marcha normal, com valores significativamente inferiores ($\approx 0,35$ m/s) quando comparado com a média de velocidade preferida dos adultos normais (1,20 m/s) (BARELA; WHITALL; BLACK; CLARK, 2000; BRANDSTATER; DE BRUIN; GOWLANG; CLARK, 1983). Ainda, o comprimento da passada é mais curto nos hemiplégicos ($\approx 0,70$ m) comparado com sujeitos controle ($\approx 1,30$ m), e a duração do ciclo é maior nestes pacientes ($\approx 2,10$ s) que em normais ($\approx 1,10$ s) (ROTH; MERBITZ; MROCZEK; DUGAN; SUH, 1997). Outra alteração espaço-temporal ocorre na frequência, já que o hemiplégico apresenta um número reduzido de passadas por segundo ($\approx 0,65$ passadas/s) comparado com os sujeitos controle ($\approx 0,90$ passadas/s) (DEGANI, 2000). A seguir, na Tabela 1 são apresentados os valores da média e o

desvio padrão da velocidade, reportados em diversos estudos realizados no andar dos hemiplégicos no solo.

Tabela 1. Média e desvio padrão da velocidade durante o andar hemiplégico.

| Autor(es) | Sujeitos | Idade (anos) | Tempo de Evolução | Velocidade m/s |
|-----------------------------|-----------------|---------------------|--------------------------|-----------------------|
| Brandstater et al. (1983) | 23 | 60-68 | 2,5-4,7meses | 0,31(0,21) |
| Bohannon (1987) | 37 | - | 2 meses | 0,38 (0,26) |
| Burdett et al. (1988) | 19 | 61,9 | 3.8 meses | 0,23 (0,11) |
| Richards et al. (1993) | 27 | - | 6 meses | 0,23-0,31 |
| Olney et al. (1995) | 32 | 61 | 11 meses | 0,45(0,2) |
| Von Schroeder et al. (1995) | 49 | 64,2 | 3,6 anos | 0,73(0,38) |
| Roth et al. (1997) | 25 | 56,2 | 1 mês | 0,43 (0,31) |
| Witte & Carlsson (1997) | 18 | 54 | 5,6 meses | 0,78 (0,24) |
| Van Herk et al. (1998) | 43 | 66 | 3,3 anos | 0,58 |
| Nadeau et al. (1999) | 16 | 47,9 | 43,9 meses | 0,76(0,27) |
| Barela et al. (2002) | 6 | 53,3 | - | 0,37(0,03) |
| Hsu et al. (2003) | 26 | 54,2 | 10,3 meses | 0,62(0,21) |
| Titianova et al. (2003) | 25 | 50,9 | 6 meses-8 anos | 0,57(0,37) |
| Kim & Eng (2003) | 28 | 62,5 | 4,4 anos | 0,81(0,28) |

Estes resultados mostram que a velocidade da marcha dos hemiplégicos no solo é um fenômeno complexo, sendo resultado da interação entre as funções motoras, as lesões morfológicas, a reorganização funcional e estrutural do cérebro, o tempo percorrido desde o início do AVC e as características do indivíduo e do ambiente. Perry, Garrett, Gronley e Mulroy (1995) consideraram a velocidade como um indicador de recuperação funcional e classificaram em três grupos os pacientes hemiplégicos, segundo a média da velocidade e a funcionalidade do andar. Nos sujeitos do primeiro grupo, a média da velocidade foi de 0,23 m/s, a menor de todos os grupos, portanto, apresentaram limitações para deambulação

domiciliar. O segundo grupo realizava deambulação domiciliar com limitações para os deslocamentos fora da casa e apresentou uma velocidade média de 0,58 m/s. Finalmente, o terceiro grupo, com velocidade maior que 0,80 m/s, apresentava marcha independente.

Gowland, Torresin, Vanhullenaar e Best (1990) consideraram a relação entre a velocidade na marcha e os estágios de recuperação motora propostos por Brunnström. Os pacientes na etapa seis de recuperação, com maior habilidade para fazer movimentos isolados e coordenados, evidenciaram velocidades até 0,65 m/s durante o andar. Os pacientes no estágio três de recuperação, com espasticidade moderada e diminuição da habilidade para iniciar o movimento voluntário apresentaram velocidades menores que 0,16 m/s durante a deambulação. Estes resultados concordam com a sugestão de Brandstater, De Bruin, Gowlang e Clark (1983) que verificaram que pacientes com melhores respostas no controle motor seletivo e no equilíbrio conseguiram caminhar com maior velocidade, de forma mais simétrica e utilizando adaptações compensatórias semelhantes, exceto nos movimentos da pelve (CHEN; CHEN; TANG; WU; CHENG; HONG, 2003).

Além da relação entre a velocidade da marcha e a recuperação neurológica em pacientes hemiparéticos, outros autores consideram que existe uma relação de dependência entre velocidade, comprimento e cadência da passada. Nakamura, Handa, Watanabe e Moroshashi (1988) reportaram que, quando o andar atinge velocidades superiores a 0,33 m/s, o hemiplégico apresenta aumento significativo na cadência e no comprimento da passada. Além disso, que Titianova e Tarkka (1995) sugeriram que a velocidade pode aumentar à medida que melhoram a estabilidade postural, a força muscular e a simetria. Estas autoras sugerem uma forte relação entre as oscilações corporais e o padrão de andar. Desta forma, quando o paciente hemiplégico fica em pé, as oscilações laterais aumentam, afetando e restringindo a velocidade de andar no hemiplégico.

Nadeau, Arseanault, Gravel e Bourbonnais (1999) verificaram o nível de associação entre a velocidade preferida e máxima no andar hemiplégico com as alterações sensoriais, o tônus, as respostas de equilíbrio e a força muscular dos flexores de quadril e os plantiflexores. A análise de regressão múltipla mostrou que a força dos flexores de quadril pode explicar em 69% as variações na velocidade preferida. Entretanto, as alterações sensoriais de membro inferior, assim como a força dos flexores de quadril e os plantiflexores, podem explicar aproximadamente 85% das variações na velocidade máxima em pacientes crônicos após o AVC.

De Quervain, Simon, Leurgans, Pease e McAllister (1996) consideram que os padrões anormais de movimento são produzidos pela fraqueza muscular, pelo comprometimento no equilíbrio e pela atividade muscular fásica que alteram a organização espaço-temporal da marcha no hemiplégico. Estes autores verificaram a relação entre as mudanças na velocidade com as alterações na cinemática articular e na habilidade funcional para marcha, durante a fase inicial de recuperação após o AVC. Os resultados sugeriram que à medida que melhora a velocidade, diminuem os movimentos compensatórios anormais. Kim e Eng (2003) encontraram uma alta correlação entre as variações na velocidade e ângulos, momentos e potência articular da extremidade afetada e não afetada, indicando, além de comprometimento bilateral durante a marcha, também estreita relação entre velocidade e variáveis comportamentais e funcionais do andar.

2.2.2 Organização Temporal do Andar no Hemiplégico

Os estudos da marcha em hemiplégicos no solo, realizaram a avaliação das variáveis temporais para determinar o tempo de duração das fases e subfases durante o ciclo do andar. De forma geral, a assimetria após o AVC é observada através destas diferenças temporais nas fases do ciclo da marcha, que ocorrem no lado parético e no membro não parético, tanto na

fase inicial da recuperação como a longo prazo (TURNBULL; WALL, 1995). Mais ainda, a comparação das porcentagens de duração do ciclo feitas em pacientes hemiplégicos e em indivíduos saudáveis revelou maiores diferenças para o membro não parético (pacientes hemiplégicos) do que para o membro parético, quando comparados com a duração dos eventos em sujeitos sem alteração do movimento (VON SCHROEDER; COUTTS; LYDEN; BILLINGS, 1995). A perna não parética apresenta aumento na porcentagem de duração da fase de suporte e diminuição no período do balanço, uma vez que, neste período o hemiplégico avança rapidamente a perna não parética, para evitar que todo o peso seja suportado sobre o membro parético. Tal fato deve-se, provavelmente, ao trabalho realizado para compensar o hemicorpo acometido e permitir a realização da marcha (DEGANI, 2000). A Figura 2 apresenta a representação esquemática destes eventos, na marcha dos hemiplégicos.

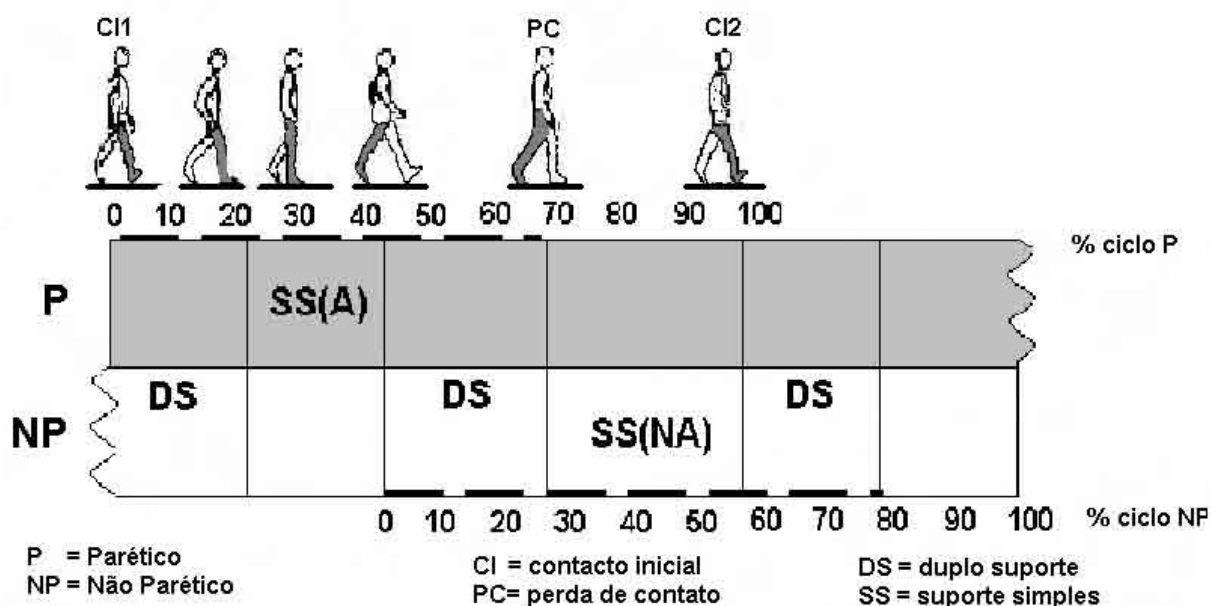


Figura 2. Proporção dos eventos temporais adaptados no andar hemiplégico.

Peat, Dubo, Winter, Quanbury, Steinke e Grahame (1976), encontraram uma porcentagem de 67% na fase de apoio e 33% no balanço na extremidade parética, e de 80% e 20%, respectivamente, no lado não parético, sendo estas porcentagens diferentes das reportadas para sujeitos normais durante o suporte ($\approx 60\%$) e o balanço ($\approx 40\%$). Estes dados mostram que, como mecanismo compensatório, a extremidade menos afetada sofre aumento no tempo total de apoio e diminuição no balanço, provocando assim uma assimetria temporal entre os membros inferiores.

Em hemiplégicos, os valores encontrados para a duração do duplo suporte (DS) e suporte simples (SS) também foram diferentes dos reportados em sujeitos normais, os quais mostraram uma porcentagem de ($\approx 20\%$) no DS e de ($\approx 30-40\%$) no SS. Barela, Whitall, Black e Clark (2000) encontraram que nos hemiplégicos, o tempo total do DS para os dois membros inferiores foi ao redor de 43%. A porcentagem específica para o primeiro e segundo duplo suporte no lado parético foi de 18,5% e 25,9%, entretanto, para o membro não parético foi de 26,5% e 16% respectivamente. A maior porcentagem no segundo duplo suporte do membro parético se deve, provavelmente, a que o paciente precisa de um tempo maior para preparar o avanço da perna não parética, devido à dificuldade para propulsar o centro de massa para frente. Outras mudanças acontecem no início e no final da fase de suporte, demonstrando a assimetria temporal dos eventos para os dois membros inferiores. O toque de calcanhar do membro não parético ocorre depois da metade do ciclo (61,6%) e, o contato inicial do lado parético antes da metade do ciclo (39,8%). Igualmente, a perda de contacto ocorre no membro não parético durante 77,1% do ciclo e no lado parético durante 65,7% do ciclo (BARELA; WHITALL; BLACK; CLARK, 2000).

Ainda, a duração do SS foi de 21,3% para a perna parética e de 34,8% para a perna menos afetada (BARELA; WHITALL; BLACK; CLARK, 2000). Estes resultados indicam que o membro parético tem um menor tempo de apoio monopodal e um aumento no tempo do

duplo suporte, revelando a assimetria e alteração na organização temporal na marcha do hemiplégico. Pai, Rogers, Hedman e Hanke (1994) verificaram estas mudanças nos dois membros inferiores dos hemiplégicos, analisando a capacidade para transferir o peso de uma perna para outra e manter a carga no SS. Estes autores encontraram que no lado parético em 80% das tentativas, os pacientes não conseguiram realizar a transferência e sustentação do peso, no entanto, no membro não parético em 52% das tentativas realizadas estes eventos se apresentaram mais tardiamente.

Os resultados destas variáveis temporais da marcha no hemiplégico também têm sido utilizados para determinar os índices de simetria e os coeficientes de variabilidade no andar hemiplégico (KIM; ENG, 2003; TITIANOVA; PITKÄNEN; PÄÄKKÖNEN; SIVENIUS; TARKKA, 2003; WALL; TURNBULL, 1986). Em sujeitos normais, os valores destes índices ficam perto de 1, demonstrando simetria na organização temporal da marcha. Em hemiplégicos foram reportados valores diferentes, com índices de 0,90 na fase de suporte, de 1,23 na fase de balanço, 0,84 no primeiro duplo suporte e no suporte simples e de 1,15 no segundo duplo suporte (DEGANI, 2000). Estes resultados são especialmente significativos, porque representam o nível de controle e o grau de deficiência durante a marcha. De forma específica, o índice para a fase de balanço da perna não parética tem relação com a capacidade do lado acometido de permanecer em apoio unipodal durante a subfase de suporte simples. No entanto, o índice na fase de balanço da perna parética mostra as dificuldades deste membro em reverter a sinergia extensora anormal e avançar o segmento como um pêndulo (KIM; ENG, 2003).

Por outra parte, todas as alterações na organização temporal salientadas anteriormente afetam o relacionamento intermembros, já que os eventos que acontecem em um membro estão influenciados e relacionados ao comportamento do outro membro. Desta forma, a coordenação intermembros permite verificar a simetria no andar através da alternância entre

as fases de suporte e balanço. A coordenação intermembros representa um movimento 50% fora de fase, ou seja, em um determinado evento do ciclo da marcha, um membro está 50% à frente ou atrás do outro membro (FREITAS JUNIOR; BARELA, 2000). Isto significa que, quando um membro inferior está na fase de suporte, a outra extremidade inicia o balanço.

Estas alterações no acoplamento intermembros foram verificadas mediante as diferenças temporais na ocorrência das fases da marcha nos hemiplégicos. Nestes pacientes, a relação está alterada devido à diminuição, tanto da fase de apoio na perna parética, como da fase de balanço na extremidade não afetada, o que compromete a coordenação intermembros em ambas extremidades (TELLINI; SAAD, 1997). Barela, Whitall, Black e Clark (2000) verificaram que no lado parético, o toque de calcanhar e a perda de contato ocorrem mais tardiamente, possivelmente devido ao aumento na duração da fase de suporte do lado não parético, sendo esta uma forma de reorganização intermembros para conseguir realizar a marcha.

2.2.3 Cinemática articular do Andar no Hemiplégico

De forma geral, nos hemiplégicos a amplitude de movimento é menor nos dois membros inferiores, devido ao comprometimento motor e as complicações derivadas desta alteração. Os ângulos articulares do membro inferior parético são menores, especialmente quando aumenta a velocidade do andar. No membro não parético, também existe redução nos ângulos articulares, quando comparados com os valores de indivíduos saudáveis, possivelmente devido à diminuição no comprimento da passada e na duração da fase de apoio. Os valores observados apresentam uma grande variabilidade entre sujeitos e de um estudo para outro, devido à influência da velocidade da marcha e das estratégias compensatórias na cinemática articular.

Olney, Griffin e McBride (1994) verificaram a alteração bilateral nos ângulos articulares em 32 pacientes hemiplégicos durante o ciclo do andar. Estes autores avaliaram os ângulos do quadril durante o toque de calcanhar (TC), o suporte simples (SS) e a propulsão, encontrando diferenças na movimentação articular, associadas ao padrão anormal predominante. Durante o TC, os pacientes apresentaram variações entre 19° e 21° nos ângulos máximos de flexão do quadril no lado parético e entre 20° e 31° de flexão no quadril do membro não parético. Durante o SS, os pacientes com estratégia compensatória em semiflexão rígida apresentaram ângulos de flexão entre 20° e 38° na perna afetada, sendo este um indicador de alteração durante a tomada e transferência do peso corporal, devido à impossibilidade para realizar a extensão do quadril (DeQUERVAIN; SIMON; LEURGANS; PEASE; McALLISTER, 1996). Entretanto, os pacientes que utilizaram outras estratégias compensatórias conseguiram realizar ângulos de extensão entre 9° e 10° na perna parética durante o SS (DETREMBLEUR; DIERICK; STOQUART; CHANTRAINE; LEJEUNE, 2003). Durante a propulsão, os pacientes com predomínio do padrão extensor apresentaram ângulos de extensão de quadril entre 2,4° e 12,2° na perna parética. Entretanto, os pacientes com predomínio do padrão flexor mantiveram o quadril em aproximadamente 12,2° de flexão (MULROY; GRONLEY; WEISS; NEWSAM; PERRY, 2003), sendo em todos os casos menores os ângulos, durante o andar nas velocidades mais rápidas.

Desta forma, as variações nos ângulos de quadril têm relação com a compensação utilizada, uma vez que, os hemiplégicos com padrão em semiflexão rígida apresentaram valores menores, ou não realizaram a extensão do quadril. Durante o meio apoio e a perda de contato, o quadril ficou em semiflexão, sendo estes valores diferentes aos reportados nos pacientes com predomínio do padrão extensor anormal. Na Figura 3 são apresentados os ângulos do quadril encontrados no plano sagital, em pacientes hemiplégicos com estratégia compensatória em extensão e em semiflexão rígida.

Mas ainda, Kim e Eng (2003) avaliaram a cinemática articular do quadril no plano frontal e encontraram um padrão prolongado de abdução na fase de balanço, possivelmente como estratégia compensatória para levantar o pé do chão e oscilar a perna, devido à diminuição na flexão de quadril e joelho e a falta de dorsiflexão. Porém, outros estudos não verificaram diferenças significativas na cinemática articular dos hemiplégicos comparada com os sujeitos controle (DEGANI, 2000). Mas os valores de alguns destes estudos foram obtidos no plano sagital com filmagem bidimensional, que captura os movimentos de flexo-extensão, mas que dificulta a medição nas mudanças que acontecem no plano frontal e transversal durante o movimento atípico de circundução.

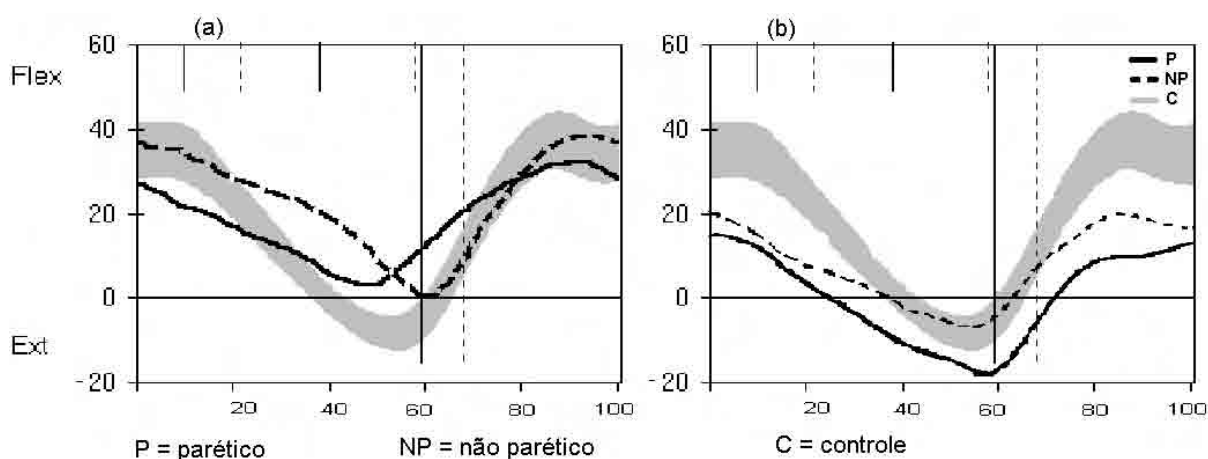


Figura 3. Ângulos do quadril, em pacientes hemiplégicos com estratégia compensatória em semiflexão rígida (a) e com predomínio extensor (b). Adaptado de Kim e Eng (2003) e de Olney, Griffin e McBride (1994).

Os resultados nos ângulos articulares do joelho também são variáveis. Alguns sujeitos apresentaram diminuição na flexo-extensão na fase de apoio, hiperextensão durante a carga e diminuição da flexão do joelho durante a propulsão. Durante a fase de balanço na perna parética, o pico máximo de flexão oscila entre 30 e 40°, enquanto que no membro não parético, o ângulo de flexão foi de 53°, sendo estes valores menores do que os observados em sujeitos sãos entre 60 e 70° (LEHMANN; CONDON; PRICE; DELATEUR, 1987;

TRUEBLOOD; WALKER; PERRY; GRONLEY, 1989). Durante o suporte simples, estes autores também reportaram o joelho da perna parética “travado” em hiperextensão ou recurvato de aproximadamente -5° . Portanto, durante a tomada de peso, os pacientes que utilizaram esta estratégia apresentaram deslocamento posterior da tíbia com sobrecarga dos ligamentos e estruturas de quadril e joelho, alteração nos torques de joelho e limitação tanto na sustentação do peso como na progressão anterior do centro de massa (KERRIGAN; DEMING; HOLDEN, 1996). Esta hiperextensão de joelho pode ser atribuída à hiperatividade reflexa do quadríceps (FAIST; ERTEL; BERGER; DIETZ, 1999) e do tríceps sural (BECHER; HARLAAR; LANKHORST; VOGELAAR, 1998) ou como compensação para dar estabilidade ao segmento durante o suporte de peso corporal (ADA; VATTANASILP; O'DWYER; CROSBIE, 1998). No entanto, outros pacientes compensaram flexionando o joelho durante o TC e SS com uma semiflexão rígida de aproximadamente 23° durante o ciclo da marcha (MULROY; GRONLEY; WEISS; NEWSAM; PERRY, 2003). Os ângulos do joelho obtidos durante os estudos de análise do andar hemiplégico são apresentados na Figura 4, tanto para os pacientes que apresentaram estratégia compensatória em semiflexão rígida, como para os pacientes com predomínio da sinergia extensora.

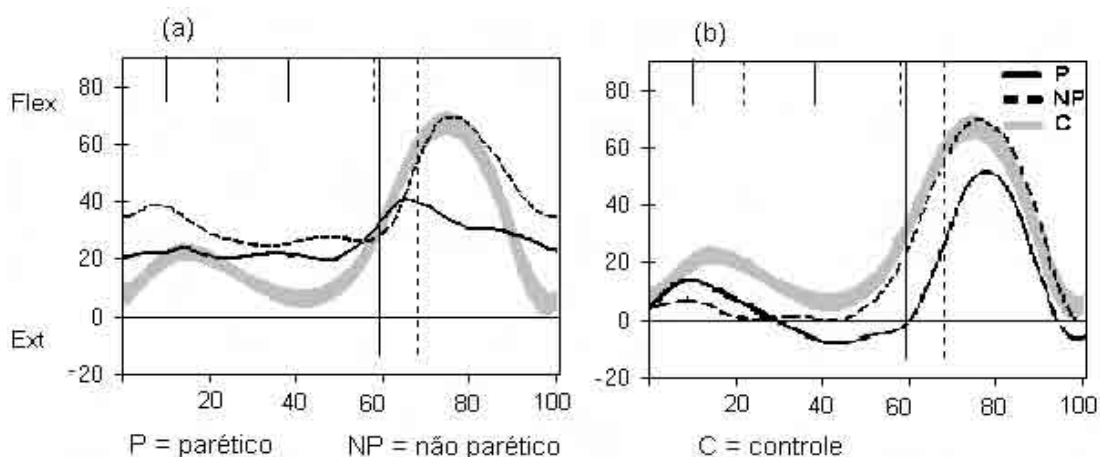


Figura 4. Ângulos do joelho, em pacientes hemiplégicos com estratégia compensatória em semiflexão rígida (a) e com predomínio extensor (b). Adaptado de Kim e Eng (2003) e de Olney, Griffin e McBride (1994).

Os ângulos de tornozelo apresentam limitação para a dorsiflexão durante o contato inicial e na parte final do balanço e restrição para o deslocamento da tibia sobre o pé no médio apoio. Devido ao equinismo, durante o início do choque, o tornozelo ficou entre $7,6^\circ$ e $11,1^\circ$ de flexão plantar e, durante o apoio, os pacientes não conseguiram a posição neutra devido à pouca amplitude de movimento disponível (OLNEY; GRIFFIN; McBRIDE, 1998). Posteriormente, durante a propulsão, os hemiplégicos apresentaram ângulos de plantiflexão de 25° , o quais são menores quando comparados com os 40° nos sujeitos controle. Este fato pode ser atribuído à atividade reflexa liberada e às deformidades e contraturas produzidas pelos padrões anormais que diminuem a amplitude de movimento (PINZUR; SHERMAN; DIMONTE-LEVINE; TRIMBLE, 1987). Na Figura 5 são apresentados os ângulos do tornozelo encontrados em pacientes hemiplégicos com estratégia compensatória em semiflexão rígida e com predomínio da sinergia extensora.

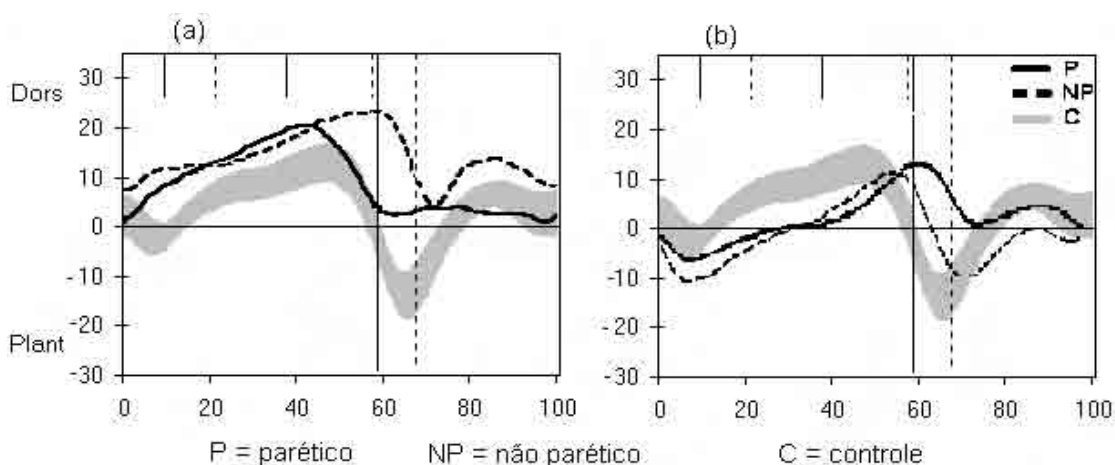


Figura 5. Ângulos do tornozelo, em pacientes hemiplégicos com estratégia compensatória em semiflexão rígida (a) e com predomínio extensor (b). Adaptado de Kim e Eng (2003) e de Olney, Griffin e McBride (1994).

De maneira geral, os resultados dos estudos de análise da marcha realizados em pacientes hemiplégicos têm verificado a utilização de estratégias adaptativas para compensar

o déficit após o AVC. Por conseguinte, estes pacientes apresentam um padrão conservativo, caracterizado por um andar lento, demorado, com um número reduzido de passadas e uma diminuição na movimentação articular. Além disso, o tempo gasto durante cada fase do ciclo da passada determina a duração assincrônica dos eventos nos dois membros inferiores e a alteração no relacionamento intermembros. Desta forma, para controlar estas alterações e tornar o padrão de andar mais funcional, um dos objetivos principais durante o processo de reabilitação em pacientes hemiplégicos é a reeducação do andar, a qual será discutida a seguir.

2.3 REEDUCAÇÃO DA MARCHA NO HEMIPLÉGICO

Nesta parte da revisão, serão abordados de forma geral os conceitos do exercício terapêutico que fundamentam a reeducação do padrão de andar após o AVC. Posteriormente, serão tratados os tópicos relacionados com a avaliação e o treinamento no solo e na esteira, sendo consideradas as possíveis explicações para os resultados obtidos nos estudos clínicos realizados, que comparam as duas superfícies com carga total e parcial de peso.

2.3.1 Aspectos Gerais do Exercício Terapêutico

Os problemas na marcha dos hemiplégicos têm levado ao surgimento de diversas formas de reeducação do padrão devido às muitas deficiências que permanecem após a recuperação neurológica e a reabilitação (HENDRICKS; VAN LIMBEEK; GEURTS; ZWARTS, 2002). De forma geral, existem diferentes procedimentos clínicos utilizados na reabilitação da marcha e escolhidos pelo fisioterapeuta segundo as condições individuais de cada paciente, mas, ainda não existe evidência experimental, que permita determinar se um método é melhor que outro (POLLOCK; DURWARD; ROWE; PAUL, 2002).

De forma geral, no começo do século XX foram utilizados os métodos tradicionais do exercício terapêutico, com ênfase no movimento passivo, assistido ou ativo para preparar o paciente para a marcha. Posteriormente, na década de 50 e 60 foram propostas as técnicas neuromusculares que utilizaram uma série de estímulos e técnicas específicas de tratamento para inibir a atividade reflexa, que interfere com o movimento, e facilitar as respostas posturais e de movimento do lado parético.

A partir da década de 80, uma outra tendência usa complementarmente o treinamento em diversas superfícies, entre elas a esteira, enfatizando o trabalho direto sobre a tarefa de andar. Atualmente, alguns programas de tratamento associam diversos procedimentos, como o fortalecimento muscular (DOOD; TAYLOR; DAMIANO, 2002), a prática mental (MALOUIN; BELLEVILLE; RICHARDS; DESROSIERS; DOYON, 2004), a musicoterapia (SCHAUER; MAURITZ, 2003), o biofeedback (WINSTEIN; POHL; CARDINALE; GREEN; SCHOLTZ; WATERS, 1996), a estimulação elétrica funcional (BOGATAJ; GROS; MALEZIC; KELIH; KLJAJIC; ACIMOVIC, 1989) e a simulação virtual de situações cotidianas (MALOUIN; RICHARDS; McFADYEN; DOYON, 2003).

Entre as técnicas mais utilizadas na reeducação do andar após o AVC estão os enfoques neurodesenvolvimentais do exercício terapêutico fundamentados nos modelos hierárquicos de controle motor e nos conceitos sobre a recuperação neurológica centrada nas mudanças do sistema nervoso. Portanto, estas técnicas enfatizam a necessidade de inibir a atividade reflexa, alongar os músculos hipertônicos, utilizar a estimulação sensorial e trabalhar as posturas de supino até a posição em pé para melhorar o controle postural e reeducar a marcha (ROOD, 1962; BRUNNSTRÖM, 1964; BOBATH, 1967; KNOTT & VOSS, 1968).

Desta forma, durante o processo de reabilitação da marcha, são utilizados estímulos exteroceptivos e propioceptivos (ROOD, 1962), o reforço reflexo e a reeducação de

movimento a partir de padrões sinérgicos para promover as respostas voluntárias em diversas posturas, incluindo a posição em pé (BRUNNSTRÖM, 1964). Também, são utilizadas diversas posturas e padrões de movimento em diagonal, junto com estímulos facilitatórios e inibitórios que formam parte das técnicas específicas descritas por Voss e Knott (1968), as quais têm por objetivo melhorar o controle antigravitacional, promover gradualmente a sustentação de peso e as respostas isométricas, concêntricas e excêntricas, em diversas amplitudes de movimento.

Dentre os enfoques neurodesenvolvimentais, o método BOBATH (1967) é um dos mais utilizados na clínica. Este método considera a influência das alterações motoras decorrentes da lesão encefálica, como por exemplo, as reações associadas, a reação positiva de suporte e o reflexo tônico cervical simétrico e assimétrico sobre a postura e o movimento. Esta visão propõe que as alterações no controle postural estariam associadas à ausência das reações de endireitamento, de equilíbrio e dos ajustes posturais automáticos que afetam o tônus postural e a coordenação durante o andar. Inicialmente, este método de tratamento enfatizou a utilização dos padrões inibitórios e o controle da espasticidade. Porém, nos últimos anos foi questionada a efetividade destes procedimentos e foram mudados alguns conceitos devido à falta de evidencia sobre a relação direta entre diminuição do tônus muscular e a recuperação da marcha. Por estes motivos, atualmente a fundamentação teórica enfatiza os aspectos desenvolvimentais e neurofisiológicos relacionados com aprendizagem motora e plasticidade neural numa perspectiva sistêmica (LENNON; ASHBURN, 2000; LENNON; BAXTER; ASHBURN, 2001). Desta forma, Lennon (2001) descreveu os procedimentos utilizados durante o treinamento da marcha de um paciente hemiplégico, enfatizando a orientação na linha média, a transferência de peso, o controle proximal da cabeça, do tronco e da pelve e a utilização do padrão de andar em tarefas funcionais.

Os estudos realizados em pacientes hemiplégicos, para verificar a eficácia destes métodos, compararam o método tradicional de exercício terapêutico com a Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) (WANG, 1994), com o método Bobath (DICKSTEIN; HOCHERMAN; PILLAR; SHAHAM, 1986; LORD; HALL, 1986) e com o método de Rood (JONGBLOED; STACEY; BRIGHTON, 1989). Os resultados não mostraram diferenças significativas na performance funcional, nem no padrão de andar. Porém existem dificuldades para determinar a efetividade dos tratamentos devido à diversidade de déficits motores e funcionais, às dificuldades para determinar as variáveis-chaves que permitam analisar os efeitos da intervenção e às limitações nos desenhos experimentais e formas de avaliação.

Mais recentemente, O'Sullivan e Schmitz (1988) propuseram um método eclético de avaliação qualitativa e intervenção terapêutica que reúne elementos teóricos e de procedimento de todos os enfoques neurodesenvolvimentais. Este método está baseado nas etapas do controle motor, considerando o início do movimento (mobilidade), a capacidade para manter a postura e o movimento (estabilidade), a movimentação dentro e fora de uma postura (mobilidade controlada) e a prática em padrões funcionais fundamentais, como a marcha (destreza). Como nos métodos neurodesenvolvimentais descritos anteriormente, os procedimentos propostos por O'Sullivan e Schmitz (SULLIVAN; MARKOS; MINOR, 1990) procuram promover a utilização do lado parético com ênfase no controle proximal, trabalhando as etapas do controle motor em padrões e posturas avançadas e otimizando as atividades funcionais.

Posteriormente, coerente com a visão dos sistemas dinâmicos surgiu um enfoque do exercício terapêutico que enfatiza o processo de aprendizagem após a lesão (CARR; SHEPHERD, 1998) orientando a execução de tarefas funcionais (HAUGEN; MATHIOWETZ, 1998) que podem ser re-aprendidas após o AVC, mediante a prática e a repetição. O treinamento em tarefas específicas contribui no processo de aprendizagem

motora, desenvolvendo no paciente a capacidade de analisar o próprio movimento e escolher as melhores seqüências e estratégias para executar as tarefas motoras. Durante a reabilitação, o paciente e a família são guiados para participar ativamente do processo de re-aprendizagem das destrezas motoras, mediante a facilitação de padrões que envolvem respostas posturais dinâmicas e o controle em diferentes contextos. Desta forma, procura-se oferecer as informações mais relevantes para o sistema, aproveitando as experiências prévias do indivíduo e direcionando-o para utilizar a informação mais significativa do ambiente, trabalhando em tarefas que têm valor funcional para o hemiplégico e permitindo o desenvolvimento da capacidade de solucionar os problemas e o reconhecimento dos próprios limites na execução das tarefas motoras. Exemplos deste trabalho são o treinamento na mudança da posição sentada para a posição em pé, a reeducação do padrão de andar trabalhando partes e a totalidade do padrão de andar, a execução do alcançar na posição em pé e a manipulação de objetos durante o andar. Estes movimentos são trabalhados utilizando estratégias como as instruções verbais breves, a demonstração visual do padrão, a orientação manual do terapeuta durante a execução do movimento e a retro-alimentação oportuna, seja instrucional, corretiva ou motivacional. Durante a reabilitação, espera-se que o paciente passe de uma fase inicial de aprendizagem onde precisa de maior orientação para realizar o movimento, até uma fase final, na qual consiga agir de forma automática. Com estas experiências espera-se reabrir ou abrir novos caminhos que possam ser reforçados ou fortalecidos mediante a prática orientada, durante a auto-organização ou reorganização do sistema após o derrame (MERCIER, BOURBONNAIS; BILODEAU; LEMAY; CROSS, 1999).

De forma geral, os resultados dos estudos clínicos que comparam os diferentes métodos de tratamento são controversos. Langhammer e Stanghelle (2000) realizaram um estudo clínico controlado e demonstraram melhores resultados na função motora nos

pacientes assistidos com o método de re-aprendizagem motora (CARR; SHEPERD, 1998), quando comparados com os pacientes tratados com o método Bobath, durante a fase inicial da recuperação, embora não foram encontradas diferenças na funcionalidade e na qualidade de vida nesta população. Estes dados concordam com outros estudos, que não verificaram diferenças significativas nos efeitos destes tratamentos a longo prazo na função motora, no controle da postura e na funcionalidade (LANGHAMMER; STANGHELLE, 2003), nem durante a avaliação da simetria na distribuição do peso corporal, em tarefas nas posturas sentado e em pé, comparando os mesmos dois tratamentos (POLLOCK; DURWARD; ROWE; PAUL, 2002). De forma geral, estes resultados mostram a evolução no fundamento teórico e poucas mudanças nos procedimentos clínicos utilizados durante a reeducação da marcha nos hemiplégicos, assim como as dificuldades e limitações para avaliar a eficácia dos métodos utilizados (WADE, 2000).

Outros recursos complementares, utilizados durante o processo de reeducação da marcha no hemiplégico, são as ajudas ortéticas e mecânicas. Nos casos de déficit neurológico moderado e severo, com maior comprometimento no controle postural e de movimento, têm sido utilizadas órteses tornozelo-pé, para facilitar o andar e controlar o alinhamento dos segmentos (PERRY; MONTGOMERY, 1986). Apesar dos resultados controversos sobre a melhora na assimetria e nas respostas dinâmicas de equilíbrio no andar (HESSE; WERNER; MATTHIAS; STEPHEN; BERTEANU, 1999), estas ajudas são utilizadas na clínica para inibir a atividade reflexa em flexão plantar, proteger as estruturas e controlar ou corrigir as deformidades do tornozelo durante o andar (DIAMOND; OTTENBACHER, 1990).

Outro tipo de ajuda usada é a bengala, com a finalidade de proporcionar uma informação sensorial adicional e quando for necessário dar suporte mecânico. Kuan, Tsou e Su (1999) verificaram que a utilização de uma bengala durante a marcha incrementa a duração e o comprimento da passada na extremidade afetada, quando comparada com a

marcha sem bengala. Desta forma, a bengala pode melhorar as respostas posturais, diminuindo as oscilações corporais, distribuindo de forma mais equilibrada o peso corporal e aumentando a base de suporte, para assim controlar o risco de quedas e tornar a marcha mais funcional (LAUFER, 2003).

2.3.2 Estudos Clínicos na Esteira com Suporte Parcial e Total de Peso

Finch e Barbeau (1986) foram os pioneiros no trabalho na esteira com suporte parcial de peso em hemiplégicos. Atualmente, este trabalho está sendo utilizado como recurso alternativo de reeducação da marcha e como complemento de outros procedimentos fisioterapêuticos, porque permite controlar três componentes essenciais da marcha: a tomada de peso, o ajuste da passada e as respostas de equilíbrio. Os autores concordam que há melhora da marcha, após o treinamento nesta superfície, e propõem explicações neurofisiológicas, biomecânicas e funcionais (VAN DE CROMMERT; MULDER; DUYSSENS, 1998). Neurofisiologicamente, o trabalho na esteira baseia-se nos estudos feitos em modelos animais com lesão medular, que são utilizados como evidência indireta da existência de circuitos neurais de controle da locomoção, chamados de gerador central de padrões (GCP) de nível espinal (DUYSSENS; VAN DE CROMMERT, 1998; DOBKIN, 1999).

Em humanos com lesões medulares completas e incompletas, após o treinamento na esteira com suspensão parcial de peso corporal, têm sido induzidas respostas musculares automáticas nos membros inferiores (WERNIG, MÜLLER, 1992; DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997). Isto sugere que o GCP a nível medular controlaria os padrões rítmicos involuntários envolvidos durante o andar. Esta visão propõe que os impulsos supraespinais têm um papel importante no início da locomoção e na adaptação do padrão de andar às condições ambientais e motivacionais. Entanto, a informação sensorial exerce um papel regulador para

preservar o equilíbrio durante as diferentes transições que acontecem no ciclo da marcha. Assim mesmo, com a prática e experiência acontecem mudanças nas propriedades sinápticas e celulares das conexões neuronais do GCP, que vão modular e flexibilizar as repostas destes circuitos durante o andar (MacKAY-LYONS, 2002).

Outra explicação considera que a informação sensorial oferecida pelo movimento da esteira muda as características do andar na esteira, facilitando os processos de plasticidade neural durante a re-aprendizagem das destrezas motoras (DIETZ; HARKEMA, 2004). Desta forma, os autores consideram que as maiores variações entre o trabalho no solo e na esteira estão nas diferenças no fluxo visual e na informação cinestésica dada pelo movimento da esteira. Atualmente são procuradas novas evidências da eficácia desta intervenção, comparando os efeitos dos diversos métodos de tratamento com a reeducação da locomoção no solo e na esteira, utilizando sistemas de suspensão parcial do peso corporal (CROMPTON; KHEMLANI; BATTY; ADA; DEAN; KATRAK, 2001; HARBURN; HILL; KRAMER; NOH VANDERVOORT; MATHESON, 1993; KWAKKEL; WAGENAAR, 2002). Além disso, outros estudos procuram determinar os efeitos da utilização da esteira e da suspensão parcial de peso, somadas a outros procedimentos como a estimulação elétrica funcional na recuperação do andar hemiplégico.

Para compreender as variações no padrão de marcha é importante considerar que estes estudos utilizaram diferentes velocidades, porcentagens de suspensão de peso, duração e frequências de tratamento. Visitin, Barbeau, Korner-bitensky e Mayo (1998), trabalharam com velocidades na esteira entre 0,83 km/h e 1,52 km/h no início e no final do tratamento, respectivamente. Hesse, Bertelt, Jahnke, Schaffrin, Baake, Malezie e Mauritz (1995) utilizaram durante o treinamento velocidades menores entre 0,32 e 0,80 km/h. As porcentagens de suspensão de peso oscilaram entre 10% e 40% de peso corporal, sendo em alguns casos, mudados estes valores a cada sessão de tratamento e em outros casos, mudados

dentro da mesma sessão de tratamento, sem serem registradas adequadamente. Durante o treinamento na esteira, os pacientes hemiplégicos foram tratados em sessões com uma duração entre 15 e 30 minutos, com um período de tempo que oscilou entre 2 e 12 semanas (DOBKIN, 1999).

As explicações biomecânicas atribuem os resultados positivos do treinamento na esteira às mudanças na cinemática da marcha, provavelmente devido à sensação de movimento e ao estímulo produzido pelo movimento da esteira que leva o hemiplégico a ajustar os parâmetros espaço-temporais, a regularizar a velocidade e mudar a cinemática articular para acompanhar o movimento da superfície (LAUFER; DICKSTEIN; CHEFEZ; MARCOVITZ, 2001). Desta forma, os estudos clínicos realizados na esteira com suspensão parcial de 30% do peso corporal em hemiplégicos na fase aguda e subaguda mostraram melhora na funcionalidade (MILLER, 2001), nas respostas motoras, na velocidade e na cadência (HESSE; BERTELT; SCHAFFRIN; MALEZIC; MAURITZ, 1994; HESSE; BERTELT; JAHNKE; SCHAFFRIN; BAAKE; MALEZIE; MAURITZ, 1995; VISINTIN; BARBEAU; KORNER-BITENSKY; MAYO, 1998; WERNER; BARDELEBEN; MAURITZ; KIKER; HESSE, 2002). Também têm sido verificadas mudanças em pacientes crônicos na simetria da marcha (WAAGFJÖRD; LEVANGIE; CERTO, 1990) e nas respostas de equilíbrio (MUDGE; ROCHESTER; RECORDON, 2003).

Apesar dos efeitos positivos na coordenação da passada obtidos ao remover parte do peso suportado durante a marcha nestes pacientes (DOBKIN, 1999), também têm sido demonstrados os benefícios de um programa de tratamento que combina o exercício e o feedback com o trabalho na esteira sem suspensão do peso corporal na fase inicial da recuperação (MALOUIN; POTVIN; PRÉVOST; RICHARDS; WOOD-DAUPHINEE, 1992), além de apontar respostas eletromiográficas mais funcionais, especialmente dos gastrocnêmios (LAUFER; DICKSTEIN; CHEFEZ; MARCOVITZ, 2001). Esta melhora na

resposta elétrica dos gastrocnêmios durante a perda de contato facilita a propulsão e a produção de energia durante o andar (OLNEY; GRIFFIN; MONGA; MCBRIDE, 1991), possivelmente devido ao deslocamento posterior do membro inferior, proporcionado pelo cinto da esteira. Este movimento melhora a extensão do quadril e facilita a transferência de peso necessária para o deslocamento do centro de gravidade de forma antecipatória ou em resposta às mudanças na postura ou no padrão de movimento (KNIKOU; RYMER, 2002).

Outros autores consideram importante o trabalho na esteira, porque é uma tarefa específica (RICHARDS; MALOUIN; WOOD-DAUPHINEE; WILLIAMS; BOUCHARD; BRUNET, 1993) que melhora a força do membro inferior (SMITH; MACKO; SILVER; GOLDBERG, 1998; COELHO; ABRAHÃO; MATTIOLI, 2004), que reproduz as características cinemáticas e temporais do andar e que pode ser feita por ciclos, com controle da intensidade, do tempo, da fadiga, com uma velocidade constante e com maior segurança, devido à utilização do colete e do suporte no corrimão, os quais suprem os déficits nas respostas de equilíbrio (HESSE, 1999). No entanto, outros estudos que compararam o treinamento na esteira com outros métodos de reeducação do andar mostraram melhora na marcha, no equilíbrio e na funcionalidade, mas não verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois procedimentos durante a fase inicial da recuperação (NILSSON; CARLSSON; DANIELSSON; FUGL-MEYER; HELLSTRÖM; KRISTENSEN; SJÖLUND; SUNNERHAGEN; GRIMBY, 2001) e na fase crônica (LISTON; MICKELBOROUGH; HARRIS; HANN; TALLIS, 2000).

Os estudos que avaliaram as respostas fisiológicas da marcha na esteira mostraram uma redução substancial no gasto energético e nas demandas cardiovasculares nos hemiplégicos, durante a marcha na esteira com todo o peso corporal (CUNHA JÚNIOR; LIM; QURESHY; HENSON; MONGA; PROTAS, 2001, 2002; MACKO; DESOUZA; TRETTER; SILVER; SMITH; ANDERSON; TOMOVASU; GORMAN; DENGEL, 1997; POTEPA;

LOPEZ; BRAUN; SZIDON; FOGG; TINCKNELL, 1995), com 30% de suspensão de peso (DANIELSSON, SUNNERHAGEN, 2000) e em pacientes idosos crônicos (DOBROVOLNY; IVEY; ROGERS; SORKIN; MACKO, 2003).

Todos estes trabalhos clínicos de forma geral, após as intervenções terapêuticas, avaliaram o padrão do andar no solo, mas as comparações e interpretações dos resultados são difíceis porque os tratamentos, assim como os desenhos metodológicos, equipamentos e controle das situações experimentais foram diferentes. Assim, muitas dúvidas sobre como muda e o que muda no padrão de andar nas duas superfícies com suporte parcial e total de peso ainda persistem. Além disso, ainda precisam ser definidas quais são as características cinemáticas do padrão de andar hemiplégico no solo com suporte total e parcial de peso. Desta forma, faz-se ainda necessário uma comparação mais minuciosa e melhor controlada do padrão da marcha em pacientes hemiplégicos em diferentes superfícies e condições de carga para definir as melhores intervenções terapêuticas.

2.3.3 Avaliação do Padrão de Marcha no Solo e na Esteira

Poucos estudos têm avaliado comparativamente as características cinéticas e cinemáticas do padrão de andar no solo e na esteira em hemiplégicos com suspensão de peso (HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999) e com suporte total de peso (HARRIS-LOVE; FORRESTER; MACKO; SILVER; SMITH, 2001). No entanto, a maior parte dos estudos determina o efeito isolado do treinamento na esteira ou compara o treinamento na esteira com os métodos de tratamento citados anteriormente.

Hesse, Konrad e Uhlenbrock (1999) avaliaram a marcha de 18 pacientes hemiplégicos no solo e na esteira com todo o peso corporal e com suspensão de 15% e 30% de peso corporal. Os resultados das variáveis descritivas mostraram que estes pacientes caminharam mais lentamente na esteira com apoio total do peso corporal em relação, quando comparado

com o andar com suspensão parcial de peso (0,27 m/s e 0,32 m/s respectivamente). Estas mudanças na esteira são atribuídas à redução na frequência da passada (53 passadas/minuto) e aumento na duração da fase de suporte da perna parética. Mas ainda, estes autores sugerem que as mudanças no comportamento das passadas estaria influenciando a melhora nos índices de simetria de 0,82 no solo para 0,89 na esteira. Estes resultados não concordam com os reportados por Harris-Love, Forrester, Macko, Silver e Smith (2001) durante a avaliação do andar na esteira com apoio de 100% do peso corporal. Neste estudo não foram encontradas diferenças nas variáveis descritivas nas duas superfícies e as variações na organização temporal foram atribuídas às mudanças na proporção do ciclo da marcha e não às mudanças na duração do ciclo. No entanto, em outro estudo com participantes sãos, comparando a marcha nas duas superfícies foram verificadas mudanças na organização temporal com aumento na duração da fase de suporte, no primeiro e segundo duplo suporte e diminuição na duração da fase de balanço (ALTON; BALDEY; CAPLAN; MORRISEY, 1998).

De forma geral, os pacientes hemiplégicos, durante a marcha na esteira, apresentaram aumento significativo na duração da fase de suporte e suporte simples do lado parético e diminuição no lado não parético. Mesmo assim, a marcha na esteira apresentou diminuição na duração do duplo suporte sobre o lado parético (HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999), sendo evidenciada uma melhora na simetria temporal e na coordenação intermembros, com um padrão 55% fora de fase na esteira e de 59% no solo (HARRIS-LOVE; FORRESTER; MACKO; SILVER; SMITH, 2001).

Mas ainda, Chen, Patten, Kothari e Zajac (2004) compararam o andar na esteira sem suspensão de peso em pacientes hemiplégicos e indivíduos sadios, encontrando aumento na largura do passo e na duração da fase de balanço no membro inferior parético. Além disso, foram verificadas diferenças na extensão do quadril e na flexão do joelho, sendo em todos os casos menores os ângulos dos pacientes hemiplégicos. Estes autores sugerem que as

principais diferenças encontradas no andar na esteira são decorrentes da alteração na propulsão da perna parética, do aumento na duração do balanço e da diminuição no ângulo de flexão do joelho.

O comportamento dos ângulos articulares na esteira, também tem sido avaliada em adultos jovens saudáveis, porém não existem dados destas variáveis em hemiplégicos. Os estudos verificaram diferenças estatisticamente significativas na esteira, para os ângulos articulares da cabeça, quadril e tornozelo no plano sagital, em três velocidades diferentes: baixa, média e alta, quando comparados com os dados no solo (MURRAY; SPURR; SEPIC; GARDNER; MOLLINGER, 1985). No entanto, Alton, Baldey, Caplan e Morrisey (1998) mostraram diferenças apenas nos ângulos articulares de flexão de quadril. Em outro estudo foram comparados os movimentos de joelho nos planos sagital, frontal e transversal em adultos jovens saudáveis, mostrando diferenças significativas no movimento do joelho na esteira, no plano sagital, tanto na fase de suporte como no balanço, com diminuição no ângulo de extensão durante o toque de calcanhar, porém não foram encontradas diferenças significativas nos outros planos de movimento (STRATHY; CHAO; LAUGHMAN, 1983). Estes dados são consistentes com os resultados obtidos por (MATSAS; TAYLOR; McBURNEY, 2000) que avaliaram os ângulos do joelho no solo e na esteira, durante o tempo inicial de execução da marcha (sem adaptação à esteira). Estes autores reportaram na esteira, diminuição no ângulo máximo de flexão durante a fase de balanço e diminuição na extensão durante o toque de calcanhar e na fase de suportes simples. Porém, depois de 4 minutos de adaptação ao movimento da superfície, o comportamento da cinemática do joelho foi semelhante nas duas superfícies. Esta tendência à diminuição dos ângulos articulares na esteira indica possivelmente um ajuste nos parâmetros de controle, em resposta a um fluxo de informação proprioceptiva diferente, proporcionada pela esteira ou pelo ajuste do sistema para equilibrar o gasto de energia.

Outro aspecto avaliado nas duas superfícies é a atividade elétrica muscular. Hesse, Konrad e Uhlenbrock (1999) avaliaram as respostas eletromiográficas, em hemiplégicos no solo e na esteira, com carga total de peso e suspensão de 15% e 30% de peso corporal. Durante a marcha na esteira, estes autores reportaram uma coativação muscular menor dos músculos hipertônicos, um padrão de ativação fisiológica dos extensores de tronco e diminuição na atividade patológica dos músculos antigravitacionais no membro inferior parético.

Finch, Barbeau e Arsenault (1991) compararam a cinemática e as respostas eletromiográficas em 10 adultos sãos durante a marcha na esteira com suporte total e com suspensão de 30%, 50% e 70% do peso corporal, encontrando as maiores mudanças no padrão com descarga de 70% do peso. A comparação entre tentativas com velocidades semelhantes mostrou uma diminuição na porcentagem do apoio, no tempo total do duplo suporte e nos ângulos articulares de quadril e joelho. Com a suspensão de peso, foi observada uma redução na atividade elétrica em todos os músculos durante a fase de apoio, exceto no tibial anterior que apresentou aumento na média da atividade elétrica ao diminuir o suporte de peso. Os resultados cinemáticos concordam de forma geral, com os encontrados por Threlkeld, Cooper, Monger, Craven e Haupt (2003) em sujeitos jovens saudáveis com suspensão de peso mínima dada pelo colete (entre 3% e 6% de peso), de 10%, 30%, 50% e 70% de peso corporal. Estes autores encontraram as maiores mudanças nas variáveis descritivas para a suspensão de 50% e de 70%, com diminuição na cadência e aumento no comprimento da passada. Comparativamente com o estudo de Finch, Barbeau e Arsenault (1991), as pequenas variações nas porcentagens das variáveis temporais podem ser atribuídas à velocidade fixa da esteira utilizada durante os testes, assim como às propriedades mecânicas do sistema de suspensão.

Frente aos estudos revisados e discutidos na presente revisão de literatura, há a necessidade de melhor entender as alterações das variáveis do andar de pacientes hemiplégicos na situação de esteira motorizada, descarga parcial de peso corporal e na combinação dessas duas condições. Assim, este estudo procura contribuir para preencher algumas das lacunas relacionadas a esses aspectos.

3. OBJETIVO

Comparar o padrão de andar de pacientes hemiplégicos no solo e na esteira com suporte total e parcial de peso corporal.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar o comportamento das variáveis descritivas, temporais e os ângulos articulares do padrão do andar nas duas superfícies com suporte total e parcial de peso corporal.
- Comparar a coordenação intermembros e os índices de simetria do padrão do andar no solo e na esteira com suporte total e parcial de peso.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1 PARTICIPANTES

Participaram deste estudo 10 indivíduos adultos com hemiparesia decorrente de AVC unilateral, sendo uma mulher e nove homens com média de idade de $55,2 \pm 8,72$ anos e tempo de evolução após o AVC de $2,8 \pm 2,69$ anos. Sete dos participantes apresentaram comprometimento do hemisfério cerebral esquerdo e três do hemisfério cerebral direito. Todos os participantes recebiam fisioterapia três vezes por semana e não tinham experiência previa de andar numa esteira. Os participantes cumpriram com os seguintes critérios de inclusão: hemiparesia após AVC unilateral, com tempo de evolução não inferior a 6 meses, nas etapas de recuperação entre 4 e 5 de Brunnström, e com marcha independentemente em terreno plano. Estes pacientes apresentaram boa compreensão das instruções e estavam orientados no tempo e espaço e não apresentavam problema visual. Foram excluídos os participantes com condições médicas instáveis, assim como os hemiplégicos nas etapas 1-3 de Brunnström, com contraturas ou deformidades fixas ou com comprometimentos moderados ou severos de origem cognitiva, perceptual, de atenção ou de linguagem. As informações

sobre idade, gênero, tempo de evolução do AVC e hemisfério lesado são apresentados na tabela 2.

Os participantes foram recrutados na Santa Casa e em clínicas de Fisioterapia de Rio Claro. Todos os pacientes que aceitaram participar voluntariamente do estudo compareceram ao Laboratório para Estudos do Movimento (LEM), acompanhados por um familiar responsável, e foram informados sobre os procedimentos experimentais aos que foram submetidos. Os participantes assinaram um termo de livre consentimento (Apêndice A), devidamente aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Biociências da UNESP em Rio Claro (Anexo A).

Foram considerados os aspectos éticos para a seleção, análise da informação e intervenção dos sujeitos durante o estudo. Igualmente se respeitaram os princípios de autonomia, confidencialidade e benefício do paciente.

Tabela 2. Idade (anos), gênero (M/F), tempo de evolução do AVC (anos) e hemisfério lesado (direito ou esquerdo).

| Participantes | Idade | Gênero | Tempo evolução | Hemisfério lesado |
|---------------|-------|--------|----------------|-------------------|
| MAO | 57 | F | 9 | esquerdo |
| SSM | 56 | M | 6 | direito |
| JCG | 51 | M | 1 | esquerdo |
| JFR | 44 | M | 1 | esquerdo |
| MML | 50 | M | 3 | esquerdo |
| CG | 58 | M | 1 | esquerdo |
| SFS | 74 | M | 1 | esquerdo |
| YP | 62 | M | 3 | direito |
| JCN | 45 | M | 2 | direito |
| JBM | 55 | M | 1 | esquerdo |
| Média | 55,2 | | 2,8 | |
| DP | 8,72 | | 2,69 | |

4.2 PROCEDIMENTOS

Para determinar o estado clínico dos participantes, foi realizada a avaliação motora dos membros inferiores mediante observação direta da performance dos participantes, utilizando a escala de Fugl-Meyer sobre 34 pontos (WADE, 1992). Para realizar a avaliação do tônus muscular foi utilizada a escala modificada de Ashworth com uma escala ordinal de 0 até 5 pontos (BAKHEIT; MAYNARD; CURNOW; HUDSON; KODAPALA, 2003). Finalmente, para avaliar o estado funcional foi utilizado o Índice de Capacidade Funcional sobre 100 pontos (RIVERA; CAMARGO; AGUIRRE; CAMARGO; CASTRO; CHIQUILLO; MANTILLA; NIÑO; NOVOA; QUINTERO, 1998). Também foram coletadas as medidas antropométricas (peso e altura).

Após as avaliações iniciais, os participantes foram preparados para a situação experimental. Neste caso, foram afixados marcadores refletivos (2,5 cm de diâmetro) nos membros inferiores (direito e esquerdo) nos seguintes pontos anatômicos: trocânter maior, côndilo femoral, maléolo fibular e quinto metatarso e foram medidas as distâncias entre estes marcadores.

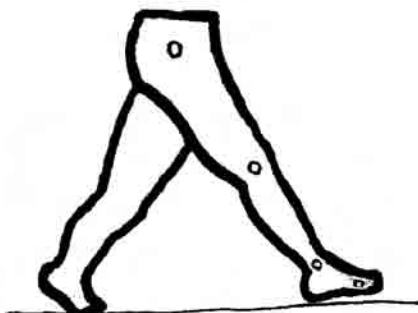


Figura 6. Localização das marcas afixadas nos centros articulares dos membros inferiores dos participantes.

Em seguida, os participantes foram submetidos a um período de adaptação no solo, realizando a tarefa de caminhar na velocidade preferida numa passarela de 7 m x 1,1 m x 3 cm (comprimento, largura e altura respectivamente) coberta por um tapete de borracha preto.

A performance dos participantes foi filmada por uma câmera de vídeo (Panasonic, M9000) posicionada perpendicularmente a uma distância de 6 m do centro da passarela possibilitando a visão sagital de cada lado do participante. A frequência de coleta foi de 60 Hz com um “Shutter Speed” de 1/2000 e foco manual. A câmera se encontrava afixada num tripé a uma altura de 0,97 m e conectada a um vídeo (Panasonic AG-2540) e um televisor (Panasonic TC-14^A10), para visualizar em tempo real a imagem do participante durante cada tentativa. Atrás da câmera foi posicionado um holofote de 300 W a uma altura de 1,10 m com a finalidade de incrementar o reflexo das marcas e facilitar a digitalização das imagens.

A área de filmagem foi de 2,80 m e na parte posterior da passarela foram colocados 3 tapumes de cor verde para minimizar a aparição de objetos nesta área, sendo afixadas nestas superfícies as iniciais do nome de cada participante e o número das tentativas para identificar as coletas. A Figura 7 apresenta uma representação esquemática do posicionamento dos equipamentos que foi utilizada durante a filmagem de cada participante.

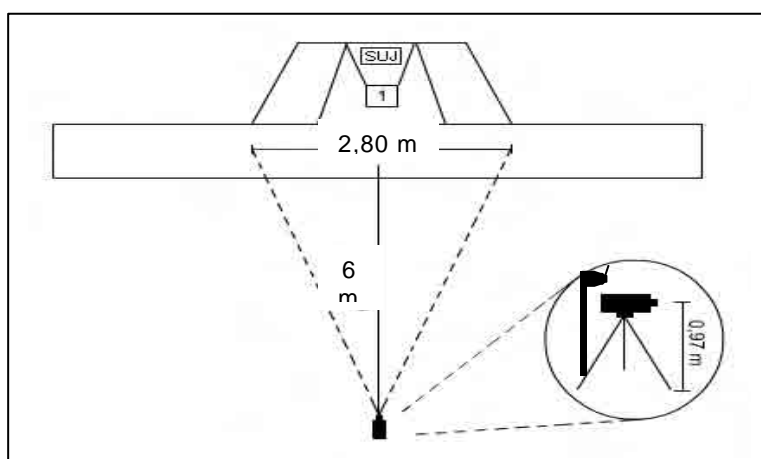


Figura 7. Representação esquemática dos equipamentos utilizados durante a filmagem.

4.2.1 Sistema de suspensão

Para realizar a suspensão de peso, foi utilizado um sistema de suspensão constituído por uma estrutura metálica de 5 m x 3 m (comprimento e altura), pilares laterais e uma barra central com um trilho que permitiu o deslocamento do participante. Nesta barra central foi afixada uma talha eléctrica (PA 200 ELECTRIC HOIST) para ajustar a altura do sistema de suspensão. A partir da talha, um cabo de aço foi disponibilizado, sendo este inicialmente conectado à parte superior de um transdutor de força (Alfa Instrumentos modelo SV200), cujo sinal foi amplificado (LINX Modelo CAD12/32-16). Na parte inferior do transdutor saiu um outro pedaço de cabo de aço que foi afixado em um colete (PETZL Ligth C70) colocado no tronco do participante com cintos de segurança para o tronco superior, a pelve e a parte superior da coxa. A partir deste sistema foi possível retirar o peso do participante, sendo este peso registrado pelo transdutor de força. A Figura 8 apresenta uma vista geral da estrutura e a Figura 9 uma vista lateral do sistema de suspensão adaptado para a situação experimental no solo e na esteira.



Figura 8. Estrutura metálica do sistema de suspensão.



Figura 9. Sistema de suspensão utilizado durante a tarefa experimental no solo e na esteira.

Para registrar e controlar a quantidade de peso suspenso durante os testes, os dados do transdutor de força foram coletados pelo sistema de análise de movimento (OPTOTRAK 3020 Northern Digital Inc). Para definir o peso suspenso foi considerado o peso em quilogramas de cada participante, e estabelecido o valor correspondente destes quilos em volts, os quais foram registrados pelo transdutor de força e exibidos na tela do computador. O fator para realizar a conversão de quilos para volts foi definido nos testes prévios de calibração do transdutor de força.

Uma vez definidos os quilos a serem retirados, foi ajustada a altura do sistema de suspensão com o participante numa posição em pé confortável. Posteriormente, no monitor do computador foram visualizados os dados do transdutor de força e ajustada a respectiva descarga de peso para cada participante e tentativa. Na Tabela 3 são apresentados os dados do peso corporal dos participantes e as médias e desvio padrão do peso retirado com 15% e 30% de suspensão de peso, com os participantes em uma posição em pé confortável em cada uma das superfícies.

Tabela 3. Peso corporal dos participantes (quilos), média e desvio padrão do peso corporal calculado e do peso retirado com 15% e 30% de suspensão durante as tentativas no solo e na esteira.

| Participante | Peso (kg) | Suspensão 15% | Suspensão 15% | | Suspensão 30% | Suspensão 30% | |
|--------------|-----------|---------------------|--------------------|-------|---------------------|--------------------|-------|
| | | Peso calculado (kg) | Peso retirado (kg) | DP | Peso calculado (kg) | Peso retirado (kg) | DP |
| | | Média | Média | | Média | Média | |
| MAO | 60 | 9 | 8,5 | 0,005 | 18 | 17,2 | 0,007 |
| SSM | 93 | 14 | 13,2 | 0,010 | 27,9 | 27 | 0,013 |
| JCG | 98,5 | 14,77 | 13,9 | 0,019 | 29,55 | 28,9 | 0,022 |
| MML | 74 | 11 | 10,1 | 0,008 | 22,2 | 21,6 | 0,010 |
| JFR | 60 | 9 | 8,6 | 0,001 | 18 | 17,5 | 0,005 |
| JBM | 76 | 11,4 | 10,5 | 0,002 | 22,8 | 21,9 | 0,007 |
| CG | 86 | 13 | 11,8 | 0,006 | 26 | 25,6 | 0,009 |
| SFS | 65 | 9,7 | 9 | 0,003 | 19,5 | 18,7 | 0,008 |
| YP | 95 | 14,2 | 13,7 | 0,007 | 28,4 | 27,8 | 0,012 |
| JCN | 88,5 | 13,27 | 12,6 | 0,005 | 26,55 | 25,7 | 0,014 |

4.2.2 Tarefa experimental no solo

Após o período inicial de adaptação, foram coletadas 3 tentativas no solo sem colete, com intervalos de repouso entre as tentativas segundo as necessidades do indivíduo. Em cada tentativa no solo o participante se deslocou da esquerda para direita e vice-versa para registrar as imagens do lado parético e não parético. Todos os participantes inicialmente realizaram as 3 tentativas sem o colete com suporte total de peso corporal. Posteriormente, considerando o peso corporal em quilogramas de cada participante foram definidas as porcentagens de suspensão de 15% e 30% de peso corporal. A seguir foi colocado o colete e escolhida aleatoriamente por sorteio a seqüência da suspensão de 0%, 15% e 30% do peso corporal com a finalidade de minimizar o efeito do ordenamento das provas na performance dos participantes.

A realização das tentativas sem colete e com colete com todo o peso corporal foram definidas para estabelecer as possíveis diferenças no padrão de andar derivadas da

estabilidade dada pelo sistema de suspensão e a colocação dos cintos de segurança. As porcentagens de suspensão de peso de 15% e 30% foram definidas por serem as mais utilizadas no trabalho clínico com pacientes hemiplégicos (HESSE; BERTELT; SCHAFFRIN; MALEZIC; MAURITZ, 1994; HESSE; BERTELT; JAHNKE; SCHAFFRIN; BAAKE; MALEZIE; MAURITZ, 1995; VISINTIN; BARBEAU; KORNER-BITENSKY; MAYO, 1998).

4.2.3 Tarefa experimental na esteira

Após os testes no solo, os participantes tiveram um tempo de repouso e, posteriormente, foram submetidos a um período de adaptação numa esteira motorizada (ATHLETIC ADVANCED 2). O tempo de adaptação na esteira dependeu da resposta individual de cada paciente nesta superfície. Inicialmente o participante foi supervisionado por duas pessoas que ficaram próximas à esteira, até o participante se adaptar à superfície móvel ajustada com uma velocidade fixa de 0,33 m/s para todos os participantes (POHL; MEHRHOLZ; RITSCHKE; RÜCKRIEM, 2002).

Durante o teste na esteira, inicialmente foram coletadas três tentativas com colete com todo o peso corporal. Posteriormente foi escolhida aleatoriamente por sorteio a seqüência da suspensão de 15% e 30%. Finalmente foram coletadas as tentativas sem colete. Em cada uma das tentativas, o participante realizou o número de passadas necessário para um andar adaptado à condição e foram considerados 10 ciclos para cada coleta. Para registrar a execução dos dois membros inferiores durante a tarefa, foi realizada primeiro a filmagem do membro não parético e, posteriormente, do lado parético mediante inversão da posição da esteira.

4.3 TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Após as filmagens foram selecionadas as tentativas e escolhidos para análise 3 ciclos da marcha de tentativas diferentes para cada superfície e condição de peso. Esta seleção levou em consideração a melhor visualização das marcas, a execução do padrão de andar sem interrupção e a imagem na área central de visão da câmera.

Depois da seleção, as imagens dos ciclos nas respectivas superfícies e condições de peso foram capturadas e digitalizadas automaticamente a 60 Hz utilizando o programa Ariel Performance Analysis System (APAS versão 1.4), obtendo as coordenadas “x” e “y” para as marcas afixadas no participante.

Durante a digitalização das marcas, foram registrados numa ficha de digitalização os principais eventos ocorridos: primeiro toque do calcanhar ipsilateral (TCI1), segundo toque de calcanhar ipsilateral (TCI2), toque de calcanhar contralateral (TCC), perda de contato ipsilateral (PCI), perda de contato contralateral (PCC). Desta forma, cada ciclo correspondeu ao intervalo entre dois toques do calcanhar ipsilateral consecutivos. Devido à alteração no toque de calcanhar que apresentam os hemiplégicos, este evento foi considerado como o primeiro contacto do antepé ou do pé com o solo ou a esteira.

Após a digitalização, as coordenadas “x” e “y” de cada marca foram transformados ao sistema métrico e filtradas utilizando o filtro digital de segunda ordem *Butterworth* com uma frequência de corte de 4 Hz, definida através de análises residuais sugeridas por WINTER (1990).

As variáveis dependentes consideradas na avaliação do padrão de andar no solo e na esteira foram agrupadas em cinco categorias: variáveis descritivas, temporais, coordenativas, ângulos articulares e índices de simetria.

4.3.1 Variáveis descritivas

Forneceram informação descritiva sobre o ciclo da passada no solo e na esteira com todo peso corporal e com suspensão do 15% e 30% de peso corporal. Nas duas superfícies foram avaliados o comprimento, duração, frequência da passada e velocidade (WINTER, 1990).

- *Comprimento da passada:* foi calculado mediante a subtração das coordenadas do plano ântero-posterior do tornozelo, subtraindo o valor das respectivas coordenadas nos momentos que ocorreram o TCI2 do TCI1, e foi dada em metros (m).
- *Duração da passada:* foi calculada mediante a diferença temporal entre a ocorrência do TCI1 e do TCI2, e foi dada em segundos (s).
- *Frequência da passada:* foi definido o número de passadas em 1 segundo, e calculada a frequência através da divisão de 1 pela duração da passada, sendo a unidade desta variável passadas por segundo (passadas/s).
- *Velocidade:* foi calculada dividindo o comprimento pela duração da passada, e foi dada em metros por segundo (m/s).

4.3.2 Variáveis temporais

As variáveis temporais forneceram informação sobre o tempo relativo das fases do andar em um ciclo da passada no solo e na esteira nas diferentes condições de peso. Foram avaliadas a duração da fase de balanço (FB), da fase de suporte (FS) e das subfases durante a fase de suporte: primeiro duplo suporte (DS1), suporte simples (SS) e segundo duplo suporte (DS2). Os dados são apresentados em porcentagens determinados mediante a divisão entre o tempo correspondente de cada fase pelo tempo total de duração da respectiva passada e multiplicado por cem. A Figura 10 apresenta a representação esquemática dos eventos que acontecem durante o ciclo da passada.

- *Fase de suporte*: correspondeu ao tempo relativo entre a ocorrência do TCI e da PCI.
- Subfase de *primeiro duplo suporte* correspondeu ao tempo relativo entre a ocorrência do TCI e da PCC
- Subfase de *suporte simples*: correspondeu ao tempo relativo entre a ocorrência da PCC e do TCC.
- Subfase de *segundo duplo suporte*: correspondeu ao tempo relativo entre a ocorrência do TCC e da PCI.
- *Fase de balanço*: correspondeu ao tempo relativo entre a ocorrência da PCI e do TCI2.

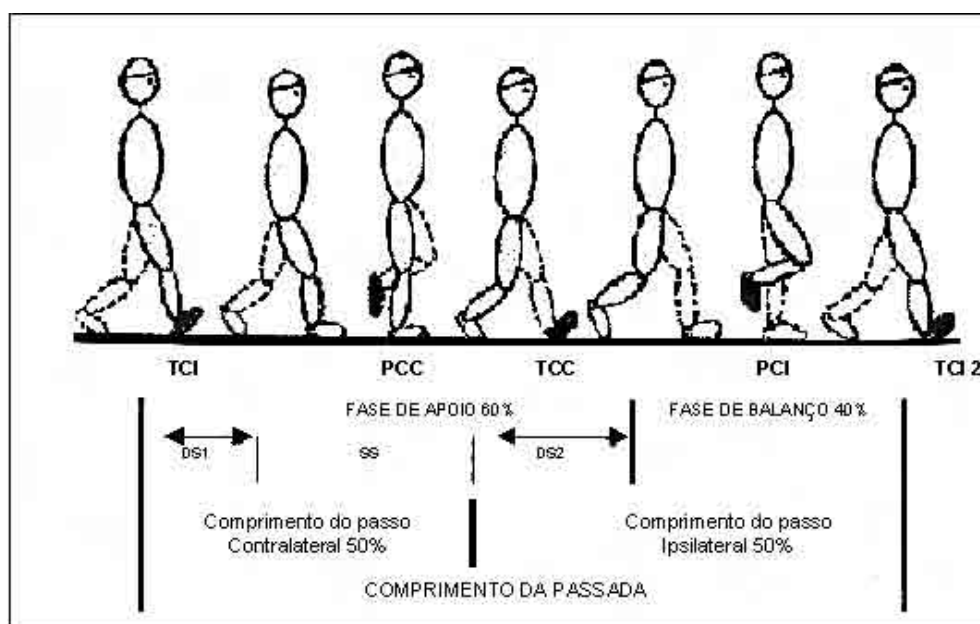


Figura 10. Eventos durante o ciclo da marcha: (TCI – toque do calcanhar ipsilateral, PCC – perda do contato contralateral, TCC – toque do calcanhar contralateral, PCI – perda do contato ipsilateral, DS1 – primeiro duplo suporte, SS – suporte simples, DS2 – segundo duplo suporte).

4.3.3 Variáveis relacionadas com a cinemática articular

As variáveis sobre a cinemática articular forneceram informação sobre os ângulos do quadril, joelho e tornozelo, tanto no solo como na esteira nas diferentes condições de peso, durante os eventos do ciclo do andar. Os ângulos de cada segmento no espaço foram obtidos através das coordenadas de cada marca reflexiva em relação com o eixo anatômico da extremidade inferior. No caso do quadril, os ângulos foram obtidos em relação com o eixo

vertical. Os ângulos são dados em graus e foram considerados como positivos os ângulos para flexão e negativos os ângulos para extensão do quadril e joelho, quando passaram do neutro (0°). No tornozelo foram considerados positivos os ângulos de dorsiflexão e negativos os ângulos de plantiflexão, quando passaram do neutro (0°). A Figura 11 apresenta a convenção utilizada para obtenção dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo.

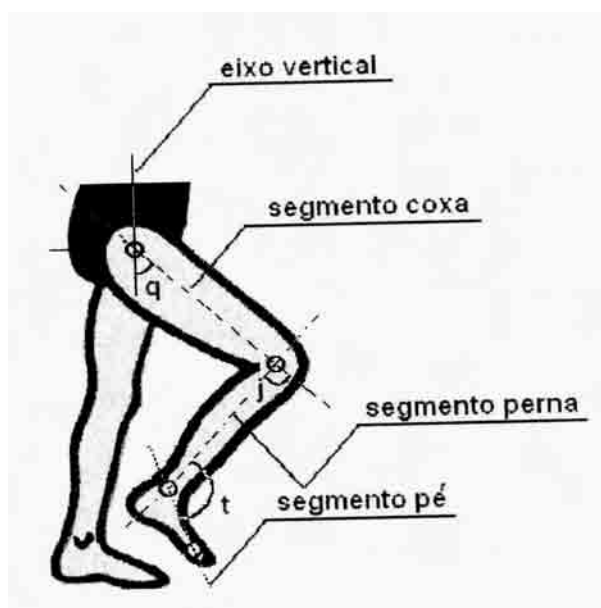


Figura 11. Convenção utilizada para obtenção dos ângulos articulares do quadril (q), joelho (j) e tornozelo (t).

- *Ângulo do quadril (q)*: os ângulos máximos de flexão foram determinados no momento do primeiro toque de calcanhar, enquanto que, os ângulos de extensão foram determinados no momento da propulsão. Estes ângulos foram definidos mediante a posição angular da coxa em relação ao eixo vertical.
- *Ângulo do joelho (j)*: os ângulos máximos de flexão foram determinados durante a fase de balanço, enquanto que, os ângulos de extensão foram determinados no momento do suporte simples. Os ângulos foram definidos mediante a posição angular dos segmentos coxa e perna.

- *Ângulo do tornozelo* (t): os ângulos máximos de dorsiflexão foram determinados no momento do primeiro toque de calcanhar, enquanto que, os ângulos de plantiflexão foram determinados no momento da propulsão. Os ângulos do tornozelo foram definidos mediante a posição angular entre os segmentos perna e pé.

Para obtenção dos ângulos articulares, foram utilizados os dados do *display* do sistema ARIEL, com os ângulos das três articulações (quadril, joelho e tornozelo) para toda a duração da passada. Posteriormente foram calculados os ângulos máximos e mínimos em cada evento ou durante uma fase, utilizando um programa elaborado em MATLAB (The Math Works, Natick, MA, USA, versão 5.3).

4.3.4 Variáveis coordenativas

A Coordenação intermembros forneceu informação sobre a relação temporal entre os membros inferiores, direito e esquerdo, refletindo a relação entre o ciclo do membro parético e não parético. A fase relativa foi calculada através da subtração do tempo de ocorrência do toque de calcanhar ipsilateral e o tempo de ocorrência do toque de calcanhar contralateral dividido pelo tempo total de duração da passada e multiplicado por 100. Esta variável foi dada em porcentagem com relação à duração total do ciclo da passada.

4.3.5 Índice de simetria

Finalmente foi calculado o índice de simetria (IS), obtido pela razão entre perna parética/perna não parética para as variáveis descritivas: comprimento, duração, frequência e velocidade, e para as variáveis temporais: duração da FS, SS, DS1 e DS2, nas duas superfícies e nas diferentes condições de suporte de peso. Este índice evidencia as diferenças no comportamento das variáveis descritivas e temporais entre os dois membros inferiores. No caso do índice ser igual a 1, a variável evidencia um comportamento simétrico, enquanto que

valores distantes de 1 mostram um comportamento assimétrico. Quando o valor do índice de simetria seja superior ou inferior a 1 evidenciará melhores respostas na perna parética e não parética, respetivamente.

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para comparar o comportamento das variáveis descritivas, temporais, dos ângulos articulares e os índices de simetria, nas duas superfícies e quatro condições de suporte de peso foram realizadas para a perna parética e não parética sete Análises de Multivariância (MANOVAs) 2x4, que tiveram como fatores as duas superfícies (solo e esteira) e as quatro condições de peso (sem colete, todo o peso corporal com colete, 15% e 30% de suspensão do peso corporal), sendo estes fatores tratados como medidas repetidas. A primeira MANOVA teve como variáveis dependentes: duração, comprimento, velocidade e frequência. A segunda MANOVA teve como variáveis dependentes a porcentagem das subfases: DS1, SS e DS2. A terceira MANOVA teve como variáveis dependentes os ângulos de flexão e extensão do quadril; a quarta MANOVA teve como variáveis dependentes os ângulos de flexão e extensão de joelho; e a quinta MANOVA teve com variáveis dependentes os ângulos de dorsiflexão e plantiflexão de tornozelo. A sexta MANOVA teve como variáveis dependentes os índices de simetria referentes às variáveis descritivas. A sétima MANOVA teve como variáveis dependentes os índices de simetria referentes às variáveis temporais.

Para comparar a duração da fase de suporte foi realizada uma ANOVA 2x4 tendo como fatores as duas superfícies e as quatro condições de suporte de peso. Uma outra ANOVA 2x4 com os mesmos fatores foi realizada para comparar o comportamento da coordenação intermembros nas superfícies e condições de carga de peso. Estas ANOVAs tiveram como variáveis dependentes a porcentagem da fase de suporte e a fase relativa entre

os membros respectivamente. Em ambos os casos, os fatores independentes também foram tratados como medidas repetidas.

Quando necessário, testes univariados e testes *post hoc* com contrastes polinomiais foram realizados. A análise estatística foi realizada utilizando o programa SPSS (versão 6.1) e o nível de significância foi mantido em 0,05.

5. RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos no presente estudo. Inicialmente são descritos os resultados das avaliações clínicas e, em seguida, os resultados da análise da marcha são apresentados com as variáveis dependentes distribuídas em cinco grupos. Os grupos das variáveis foram assim constituídos: variáveis descritivas da passada (comprimento, duração, frequência e velocidade); variáveis temporais da passada (fase de suporte, primeiro duplo suporte, suporte simples, segundo duplo suporte e fase de balanço); variáveis referentes aos ângulos articulares (quadril, joelho e tornozelo); variáveis coordenativas (coordenação intermembros); índices de simetria referentes às variáveis descritivas e temporais da passada.

5.1 VARIÁVEIS CLÍNICAS

O resultado das avaliações clínicas realizadas para determinar o estado motor dos membros inferiores, do tônus muscular, o desempenho funcional e a qualidade de vida dos participantes é apresentado na Tabela 4.

Tabela 4. Avaliação motora do membro inferior utilizando a escala de Fugl-Meyer (sobre 34 pontos), avaliação do tônus muscular com a escala modificada de Asworth (sobre 5 pontos) e avaliação funcional com o índice de capacidade funcional (sobre 100 pontos).

| Participantes | Fugl-Meyer | Asworth | ICF |
|----------------------|-------------------|----------------|------------|
| MAO | 30 | 2 | 79 |
| SSM | 30 | 2 | 74 |
| JCG | 31 | 2 | 76 |
| JFR | 20 | 3 | 72 |
| MML | 31 | 2 | 79 |
| CG | 25 | 3 | 77 |
| SFS | 25 | 3 | 72 |
| YP | 27 | 2 | 74 |
| JCN | 32 | 2 | 76 |
| JBM | 26 | 3 | 70 |
| Média | 27,7 | 2,4 | 74,9 |
| DP | 3,77 | 0,51 | 3,03 |

Na avaliação do estado motor dos membros inferiores com a escala motora de Fugl-Meyer, os participantes apresentaram uma média de 27,7/34 pontos, com um desvio padrão de 3,77 pontos. Na avaliação do tônus muscular com a escala modificada de Asworth os participantes tiveram uma média de 2,4/5 pontos, com um desvio padrão de 0,51 pontos. Na avaliação funcional, os pacientes tiveram uma média de 74,9/100 pontos, com um desvio padrão de 3,03 pontos. Estes resultados mostraram características clínicas similares entre os participantes e permitiram verificar o estado de recuperação motora dos participantes (estágios 4 e 5 de Brunnstrom), a independência funcional nas atividades básicas cotidianas (ABC) e a semi-independência funcional nas atividades básicas instrumentais (ABI).

5.2 VARIÁVEIS DESCRITIVAS

Os valores das médias e desvios padrão das variáveis descritivas da passada do andar dos pacientes hemiplégicos nas duas superfícies e quatro condições de suporte de peso (sem

colete, com colete, suspensão de 15% e de 30% de peso corporal) para o membro inferior parético e não parético são apresentados na Figura 12.

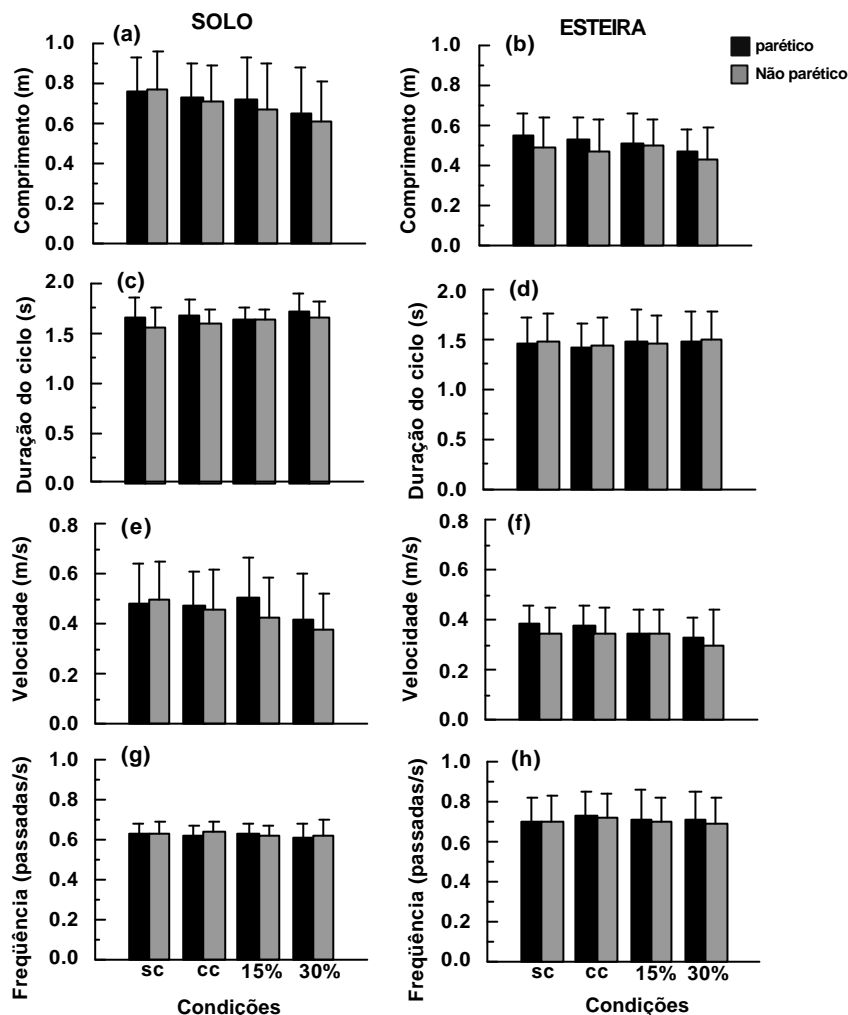


Figura 12. Média e desvio padrão do comprimento no solo (a) e na esteira (b), da duração no solo (c) e na esteira (d), da velocidade no solo (e) e na esteira (f) e da frequência da passada no solo (g) e na esteira (h) para o membro inferior parético e não parético.

5.2.1 Membro inferior parético

A MANOVA revelou diferenças entre as superfícies, Wilks' Lambda=0,153, $F(4,6)=8,25$, $p < 0,05$. As análises univariadas apontaram diferença para duração, $F(1,9)=5,7$, $p < 0,05$; comprimento, $F(1,9)=13,76$, $p < 0,01$; velocidade, $F(1,9)=9,4$, $p < 0,05$; e frequência, $F(1,9)=5,83$, $p < 0,05$. No andar no solo, o membro inferior parético apresentou comprimento, duração e velocidade da passada maiores e uma frequência da passada menor quando

comparado com o andar na esteira. A MANOVA não revelou diferenças entre as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,501, $F(12,63)=1,58$, $p>0,05$, e nem interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,181, $F(12,63)$, $p>0,05$.

5.2.2 Membro inferior não parético

A MANOVA apontou diferenças para superfícies, Wilks' Lambda=0,157, $F(4,6)=8,03$, $p<0,05$. As análises univariadas revelaram diferenças para comprimento, $F(1,9)=13,97$, $p<0,01$, e para velocidade, $F(1,9)=11,31$, $p<0,01$. O membro inferior não parético apresentou no solo comprimento da passada e velocidade do andar maiores do que na esteira.

A MANOVA também indicou diferenças entre as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,232, $F(12,63)=3,9$, $p<0,001$. As análises univariadas revelaram diferenças para comprimento, $F(3,27)=16,19$, $p<0,001$, e para velocidade, $F(3,27)=5,59$, $p<0,005$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento cúbico para a velocidade do membro inferior não parético, sendo que a velocidade nas condições sem colete e de 15% de suspensão foi maior que nas condições com colete e de 30% de suspensão de peso. Tendo em vista que ocorreu interação para a variável comprimento, o mesmo será discutido a seguir.

Finalmente, a MANOVA revelou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,379, $F(12,63)=2,34$, $p<0,05$. As análises univariadas apontaram diferença apenas para comprimento, $F(3,27)=4,49$, $p<0,05$. Testes *post hoc* indicaram que o comprimento da passada apresentou um comportamento linear, diminuindo com a suspensão de peso no solo, enquanto que na esteira o comprimento da passada permaneceu o mesmo entre as condições de suporte de peso.

5.3 VARIÁVEIS TEMPORAIS

Os valores das médias e desvios padrão da fase de suporte e da fase de balanço, dos pacientes hemiplégicos nas superfícies e condições de suporte de peso para o membro inferior parético e não parético são apresentados na Figura 13.

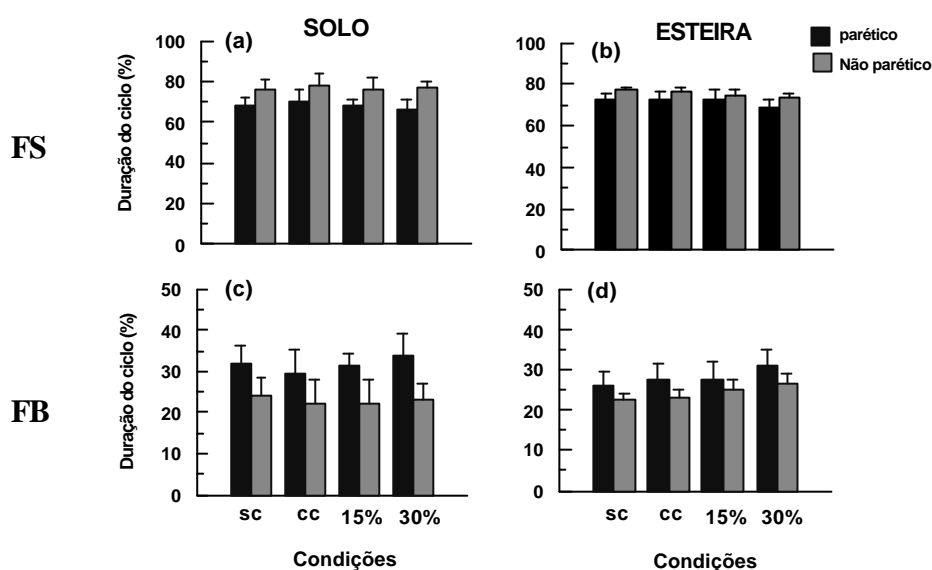


Figura 13. Média e desvio padrão da duração da fase de suporte no solo (a) e na esteira (b), da fase de balanço no solo (c) e na esteira (d) para o membro inferior parético e não parético.

Os valores das médias e desvios padrão do suporte simples, primeiro duplo suporte e segundo duplo suporte dos pacientes hemiplégicos nas superfícies e condições de suporte de peso para o membro inferior parético e não parético são apresentados na Figura 14.

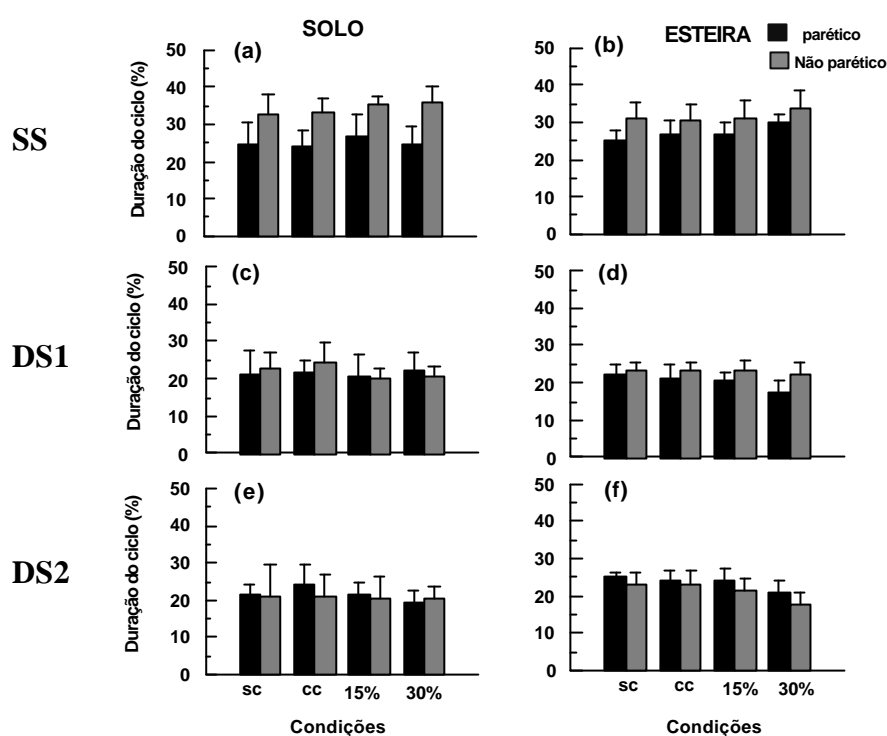


Figura 14. Média e desvio padrão da duração da subfase de suporte simples no solo (a) e na esteira (b), do primeiro duplo suporte no solo (c) e na esteira (d), e do segundo duplo suporte no solo (e) e na esteira (f) para o membro inferior parético e não parético.

5.3.1 Membro inferior parético

A ANOVA realizada envolvendo a duração da fase de suporte (FS) indicou diferenças entre as superfícies, $F(1,9)=9,71$, $p<0,05$, sendo menor a porcentagem da fase de suporte no solo quando comparada com a esteira. A ANOVA também revelou diferenças entre as condições de suporte de peso, $F(3,27)=10,21$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento quadrático da FS com a suspensão de peso. Na condição com colete, ocorreu um aumento na porcentagem de duração da FS, quando comparada com a condição sem colete, e que, no entanto, apresenta diminuição com a suspensão de 15% e 30% de peso corporal. Finalmente, a ANOVA não revelou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, $F(3,27)=0,54$, $p>0,05$.

A MANOVA realizada para verificar diferenças na organização temporal das subfases de suporte simples (SS), primeiro duplo suporte (DS1) e segundo duplo suporte (DS2) revelou

diferenças entre as superfícies, Wilks' Lambda=0,131, $F(3,7)=15,34$, $p<0,005$. No entanto, as análises univariadas não apontaram qualquer diferença para o SS, $F(1,9)=3,56$, $p>0,05$; para o DS1, $F(1,9)=0,68$, $p>0,05$; e nem para o DS2, $F(1,9)=3,94$, $p>0,05$.

A MANOVA também apontou diferenças para as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,356, $F(9,60)=3,57$, $p<0,005$. As análises univariadas revelaram diferenças para o SS, $F(3,27)=3,27$, $p<0,05$; e para o DS2, $F(3,27)=9,48$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento quadrático para o DS2, indicando um aumento na condição com colete em relação à condição sem colete e uma posterior diminuição com a suspensão de peso. Tendo em vista que ocorreu interação para o SS, o mesmo será discutido a seguir.

Finalmente, a MANOVA revelou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,456, $F(9,60)=2,57$, $p<0,05$. As análises univariadas revelaram diferenças para o SS, $F(3,27)=5,6$, $p<0,005$; e para o DS1, $F(3,27)=3,44$, $p<0,05$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento cúbico para o SS e um comportamento linear para o DS1. Para o SS no solo, ocorreu um ligeiro aumento na condição de 15% de suspensão de peso e diminuição com a suspensão de 30%. Na esteira, ocorreu um aumento do SS nas condições com colete e 15% de suspensão comparado com a condição sem colete e, finalmente, um aumento ainda maior na suspensão de 30%. Com relação ao DS1 enquanto no solo a sua duração permaneceu sem alteração nas quatro condições, na esteira ocorreu uma diminuição linear da sua duração entre as condições com colete, sem colete, 15% e 30% de suspensão de peso.

5.3.1 Membro inferior não parético

A ANOVA realizada para verificar as diferenças na duração da FS não revelou diferenças entre as superfícies, $F(1,9)=0,24$, $p>0,05$. Entretanto, revelou diferenças entre as condições de suporte de peso, $F(3,27)=6,16$, $p<0,005$; e interação entre as superfícies e as

condições de suporte de peso, $F(3,27)=7,38$, $p<0,05$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento linear para a FS, indicando que enquanto a duração no solo da FS permanece sem alteração, na esteira ocorre um ligeira diminuição com a suspensão de peso.

A MANOVA realizada para verificar as diferenças na duração das subfases de SS, DS1 e DS2 não revelou diferenças entre as superfícies, Wilks' Lambda=0,50, $F(3,7)=2,26$, $p>0,05$. Entretanto, a MANOVA apontou diferença entre as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,403, $F(9,60)=3,06$, $p<0,005$. As análises univariadas revelaram diferenças para o SS, $F(3,27)=3,82$, $p<0,05$; e para o DS2, $F(3,27)=3,28$, $p<0,05$. Testes *post hoc* mostraram um comportamento linear para o SS, apresentando ligeiro aumento com a suspensão de peso. Embora a análise univariada apontou diferença para o DS2, os testes *post hoc* não indicaram qualquer diferença entre as condições de suporte de peso.

Finalmente, a MANOVA também indicou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,431, $F(9,60)=2,79$, $p<0,01$. As análises univariadas revelaram diferenças para o DS1, $F(3,27)=3,56$, $p<0,05$. Testes *post hoc* mostraram um comportamento cúbico para o DS1, sendo que no solo ocorreu um aumento do DS1 na condição com colete, quando comparado com as demais condições, e na esteira a duração do DS1 foi similar entre as condições.

5.4 ÂNGULOS ARTICULARES

5.4.1 Ângulos do quadril

O padrão de comportamento do ângulo do quadril, durante o ciclo do andar, mostrou um ângulo de flexão máximo durante o primeiro toque de calcanhar e, logo após, os valores diminuíram, até atingir o ângulo máximo de extensão no final da fase de suporte. Finalmente, durante a fase de balanço, a movimentação do quadril alcança o ângulo máximo de flexão no

segundo toque do calcanhar. Estas variações no padrão do ângulo articular do quadril nas duas superfícies e quatro condições de suporte de peso são apresentadas na Figura 15, tanto para o membro inferior parético como para o membro não parético.

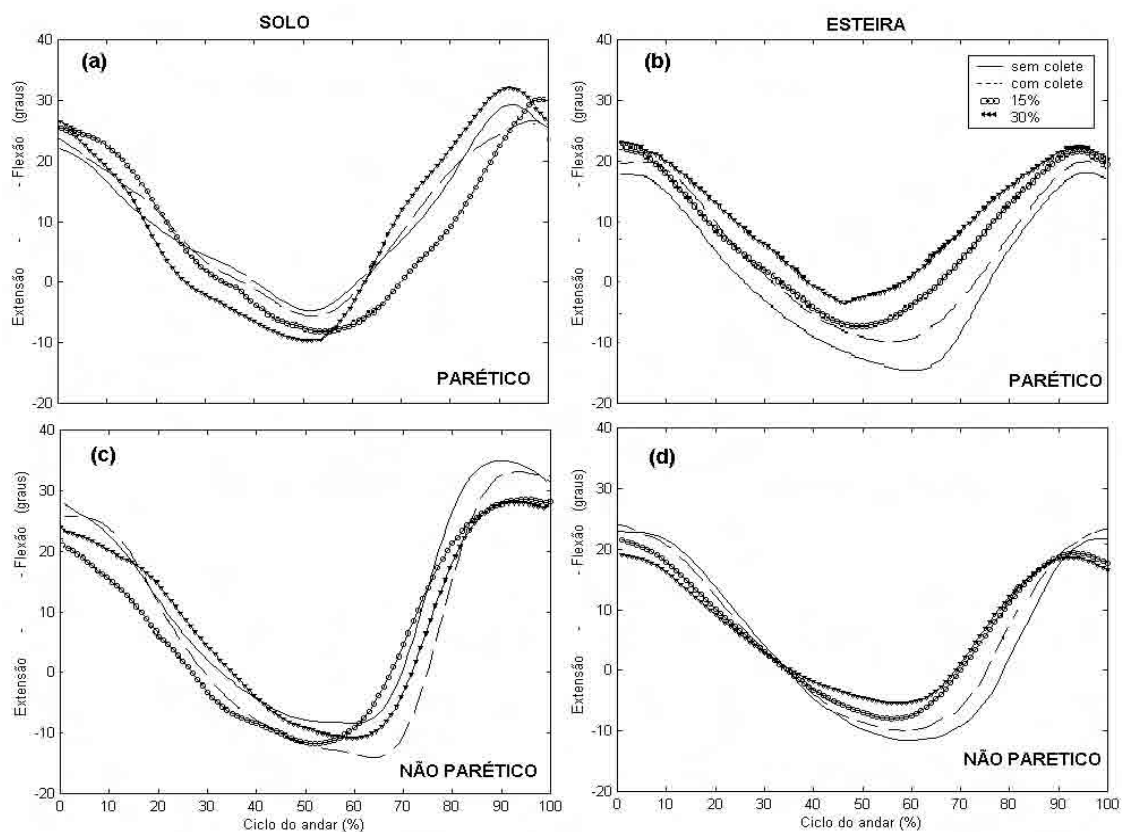


Figura 15. Média do padrão dos ângulos articulares do quadril no membro parético no solo (a), e na esteira (b); e para o membro inferior não parético no solo (c) e na esteira (d).

Os valores das médias e desvios padrão dos ângulos articulares de quadril no andar hemiplégico nas superfícies e condições de suporte de peso, para o membro parético e não parético são apresentados na Figura 16.

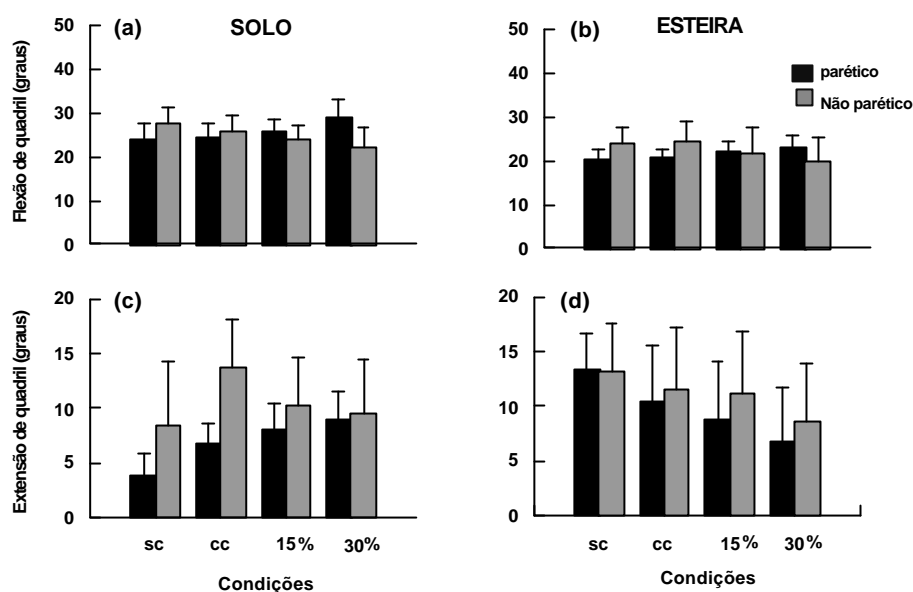


Figura 16. Média e desvio padrão dos ângulos articulares de flexão do quadril no toque de calcanhar no solo (a) e na esteira (b); e de extensão de quadril na propulsão no solo (c) e na esteira (d), para o membro inferior parético e não parético.

5.4.1.1 Membro inferior parético

A MANOVA revelou diferenças para as superfícies, Wilks' Lambda=0,274, $F(2,8)=10,57$, $p<0,01$. As análises univariadas revelaram diferenças na flexão do quadril durante o toque de calcanhar, $F(1,9)=14,79$, $p<0,005$ e para a extensão de quadril durante a propulsão, $F(1,9)=10,34$, $p<0,05$. A flexão de quadril foi maior no solo do que na esteira. Tendo em vista que a extensão de quadril apresentou interação significativa, a mesma será discutida posteriormente.

A MANOVA também revelou diferenças entre as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,347, $F(6,52)=6,03$, $p<0,001$. As análises univariadas mostraram diferenças no ângulo de flexão do quadril durante o toque de calcanhar, $F(3,27)=13,39$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram para a flexão de quadril um comportamento quadrático, indicando um ligeiro aumento na flexão do quadril nas condições de 15% e 30% de suspensão de peso.

Finalmente, a MANOVA indicou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,278, $F(6,52)=7,74$, $p<0,001$. As análises univariadas revelaram diferenças para extensão do quadril, $F(3,27)=19,72$, $p<0,001$. Testes *post hoc* mostraram um comportamento linear na extensão do quadril, indicando um aumento linear da extensão de quadril na condição com colete, 15% e 30% de suspensão de peso no solo e diferentemente, uma diminuição linear na esteira entre as condições com colete, sem colete, 15% e 30% de suspensão de peso.

5.4.1.2 Membro inferior não parético

A MANOVA não revelou diferenças entre as superfícies, Wilks' Lambda=0,79, $F(2,8)=1,05$, $p>0,05$. Diferentemente, a MANOVA apontou diferenças entre as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,278, $F(6,52)=7,75$, $p<0,001$. As análises univariadas mostraram diferenças para flexão do quadril, $F(3,27)=13,47$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento linear para a flexão de quadril, indicando uma diminuição da flexão de quadril nas condições com colete, 15% e 30% de suspensão, em comparação à condição sem colete.

Finalmente, a MANOVA também revelou interação entre superfícies e suspensão, Wilks' Lambda=0,6, $F(6,52)=2,43$, $p<0,05$. As análises univariadas revelaram diferenças para extensão do quadril, $F(3,27)=5,54$, $p<0,005$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento cúbico. No solo ocorreu um aumento da extensão do quadril na condição com colete, quando comparado com a condição sem colete e posterior diminuição deste ângulo na condição de 15% de suspensão e manutenção para a condição de 30% de suspensão. Na esteira ocorreu uma ligeira diminuição da extensão do quadril nas condições com colete e 15% de suspensão comparadas com a condição sem colete e, finalmente, outra diminuição na condição de 30% de suspensão comparado com as condições de com colete e 15% de suspensão.

5.4.2 Ângulos de joelho

O padrão de comportamento do ângulo do joelho, durante o ciclo do andar, mostrou um ângulo de extensão ao redor de zero grau ou ligeiramente superior durante o primeiro toque do calcanhar. Posteriormente, aconteceu um ligeiro aumento nos valores dos ângulos durante a fase de amortecimento da carga na tomada de peso no SS e uma discreta diminuição até a propulsão. A curva foi aumentando até atingir o ângulo máximo de flexão no meio balanço. Posteriormente, ocorreu uma diminuição no ângulo do joelho até alcançar a extensão no segundo toque de calcanhar. As variações no padrão do ângulo articular de joelho nas superfícies e condições de peso para os membros inferiores parético e não parético são apresentados na Figura 17.

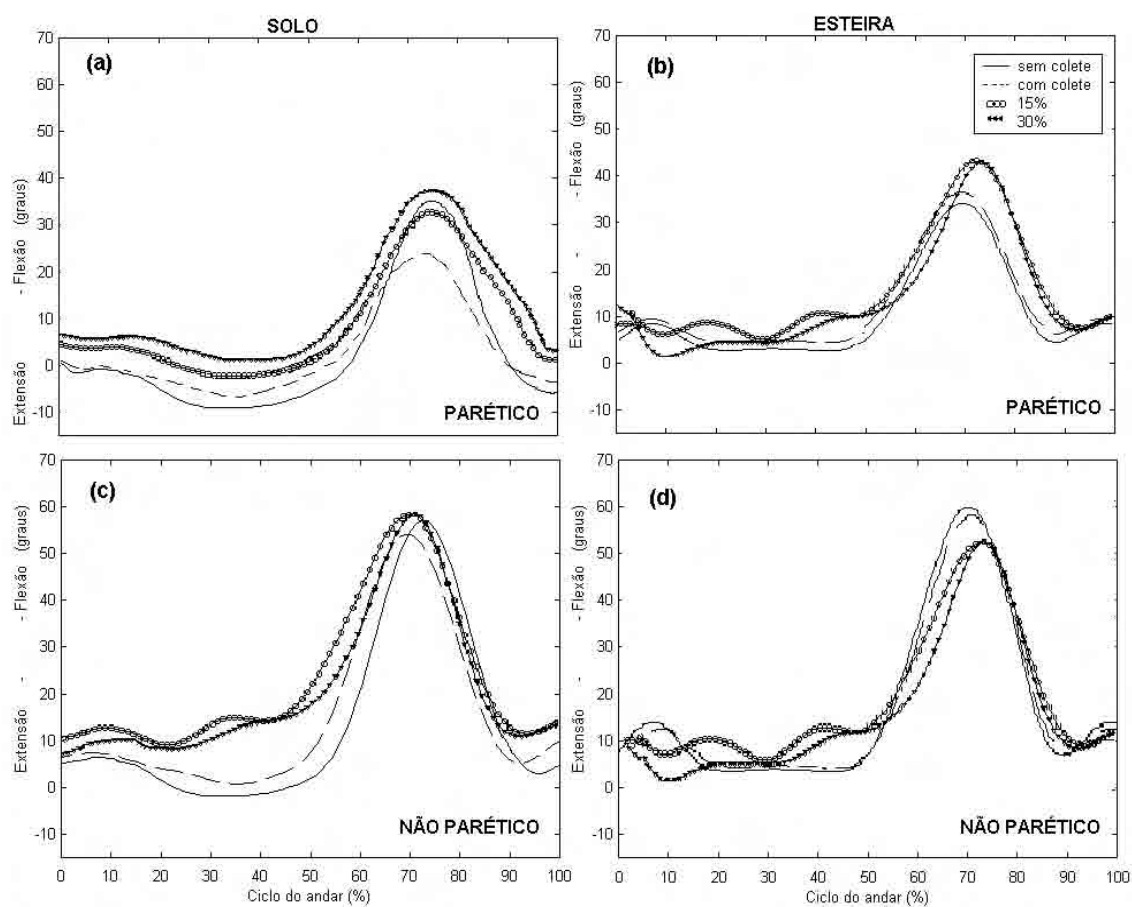


Figura 17. Média do padrão dos ângulos articulares de joelho no membro parético no solo (a), e na esteira (b); e para o membro inferior não parético no solo (c) e na esteira (d).

Os valores das médias e desvios padrão dos ângulos articulares de flexão do joelho durante a fase de balanço e de extensão do joelho no momento do suporte simples para as duas superfícies e quatro condições de suporte de peso do membro parético e não parético são apresentados na Figura 18.

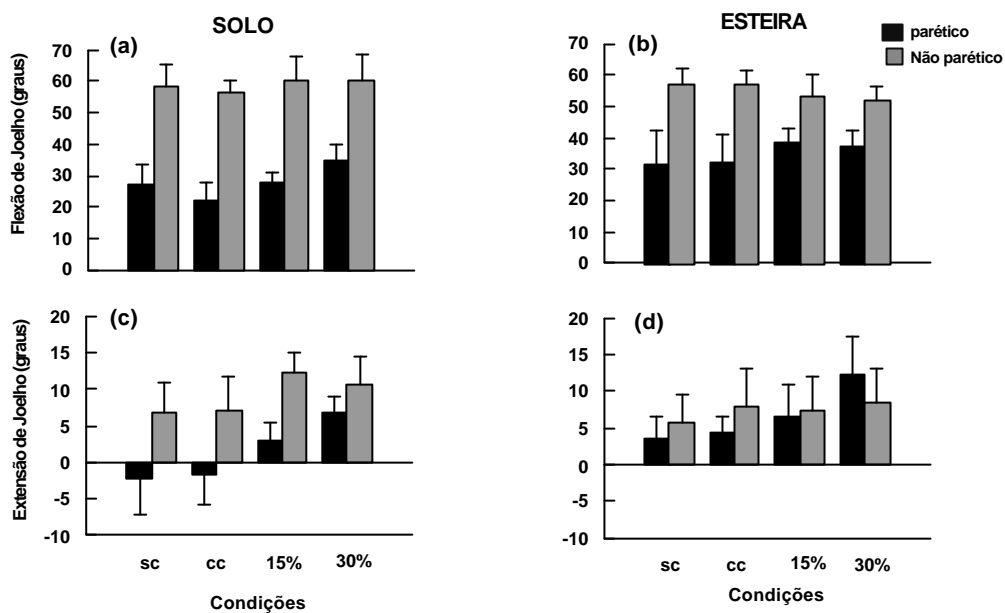


Figura 18. Média e desvio padrão dos ângulos articulares de flexão do joelho no solo (a) e na esteira (b); e de extensão de joelho no solo (c) e na esteira (d) para o membro inferior parético e não parético.

5.4.2.1 Membro inferior parético

A MANOVA revelou diferenças entre superfícies, Wilks' Lambda=0,149, $F(2,8)=22,76$, $p<0,001$. As análises univariadas mostraram diferenças no ângulo de flexão do joelho, $F(1,9)=18,21$, $p<0,005$; e no ângulo de extensão do joelho, $F(1,9)=12,92$, $p<0,01$, sendo, de forma geral, a extensão e a flexão do joelho no solo menores do que na esteira.

A MANOVA também apontou diferenças entre as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,202, $F(6,52)=10,58$, $p<0,001$. As análises univariadas apontaram diferenças na flexão do joelho, $F(3,27)=9,61$, $p<0,001$; e na extensão do joelho, $F(3,27)=28,71$, $p<0,001$. Testes *post hoc* revelaram um comportamento linear, indicando uma maior extensão do joelho nas condições de 15% e 30% de suspensão de peso corporal. É

importante apontar que nas condições sem colete e com colete realizadas no solo observou-se uma hiperextensão (valores negativos dos ângulos). Tendo em vista que ocorreu interação para a flexão de joelho, o mesmo será discutido a seguir.

Finalmente, a MANOVA revelou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,505, $F(6,52)=3,51$, $p<0,01$. As análises univariadas apontaram diferenças para flexão do joelho durante a fase de balanço, $F(3,27)=5,91$, $p<0,005$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento quadrático. Neste caso, no solo ocorreu uma ligeira diminuição da flexão do joelho na condição com colete comparada com a condição sem colete e, posteriormente, um aumento linear na flexão do joelho nas condições de 15% e 30% de suspensão, quando comparado com a condição sem colete. Na esteira, ocorreu uma manutenção da flexão nas condições sem colete e com colete e ligeiro aumento com a suspensão de 15% e 30% de peso corporal.

5.4.2.2 Membro inferior não parético

A MANOVA não revelou diferenças entre as superfícies, Wilks' Lambda=0,6, $F(2,8)=2,57$, $p>0,05$. No entanto, a MANOVA revelou diferenças entre as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,601, $F(6,52)=2,5$, $p<0,05$. As análises univariadas mostraram diferenças para extensão de joelho durante o suporte simples, $F(3,27)=5,39$, $p<0,01$. Finalmente, a MANOVA também indicou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,4, $F(6,52)=4,91$, $p<0,001$. As análises univariadas mostraram diferenças para extensão do joelho, $F(3,27)=9,55$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento cúbico. No solo, a extensão de joelho foi similar nas condições sem colete e com colete, aumentou significativamente com a suspensão de 15% de peso e, finalmente, diminuiu ligeiramente na condição de 30% de suspensão de peso. Na esteira, as alterações na extensão de joelho foram menos dramáticas, apresentando um ligeiro

aumento da condição sem colete para a condição com colete, manutenção para 15% de suspensão e ligeiro aumento para a condição de 30% de suspensão.

5.4.3 Ângulos do tornozelo

O padrão do ângulo do tornozelo, durante o ciclo de andar, mostrou que no toque do calcanhar o mesmo está em dorsiflexão, ocorrendo em seguida uma diminuição do ângulo durante o contacto do pé no chão e, logo, os valores angulares aumentam por conta do deslocamento da tibia sobre o pé durante o suporte simples. Depois, o tornozelo continuou se movimentando até atingir o pico máximo de plantiflexão durante a propulsão. Posteriormente durante a fase de balanço, o tornozelo fica em dorsiflexão até o segundo toque de calcanhar. As variações no padrão do ângulo articular do tornozelo nas duas superfícies e nas condições de peso para a perna parética e não parética são apresentados na Figura 19.

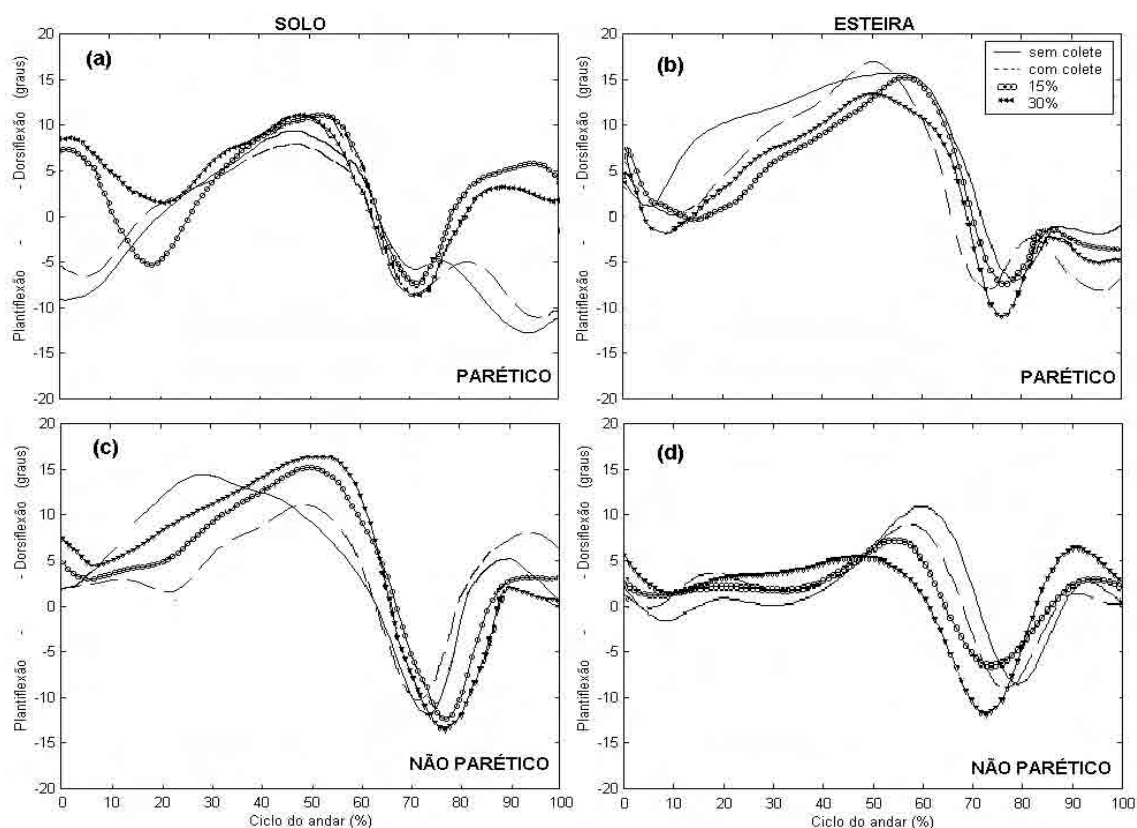


Figura 19. Média do padrão dos ângulos articulares do tornozelo no membro parético no solo (a), e na esteira (b); e para o membro inferior não parético no solo (c) e na esteira (d).

Os valores das médias e desvios padrão dos ângulos articulares do tornozelo no andar hemiplégico nas superfícies e condições de suporte de peso para o membro parético e não parético são apresentados na Figura 20.

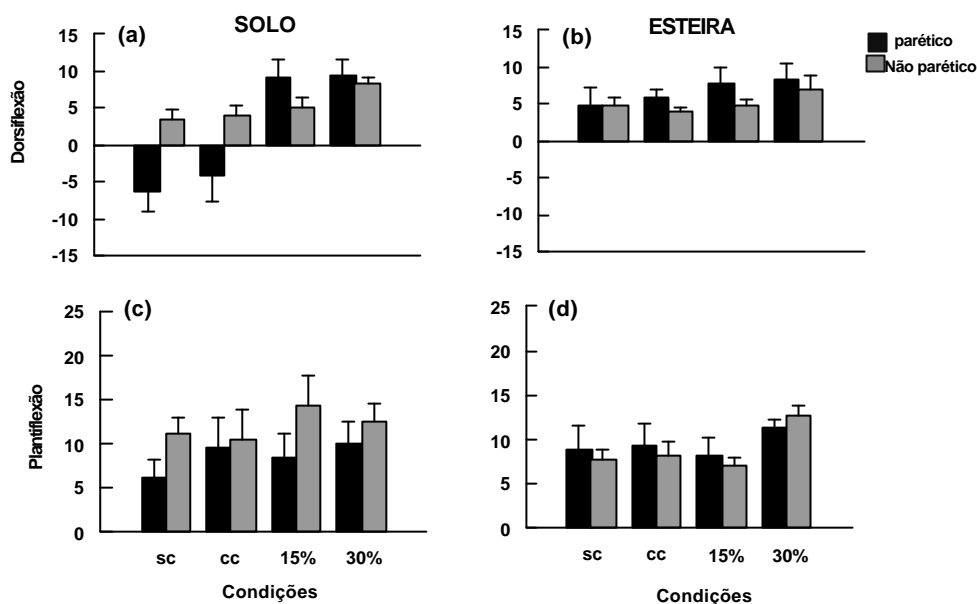


Figura 20. Média e desvio padrão dos ângulos articulares de dorsiflexão no solo (a) e na esteira (b), e de plantiflexão no solo (c) e na esteira (d) para o membro inferior parético e não parético.

5.3.3.1 Membro inferior parético

A MANOVA revelou diferenças entre as superfícies, Wilks' Lambda=0,05, $F(2,8)=75,52$, $p<0,001$. As análises univariadas revelaram diferenças para dorsiflexão, $F(1,9)=42,98$, $p<0,001$. A MANOVA também apontou diferenças entre as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,04, $F(6,52)=33,56$, $p<0,001$. As análises univariadas mostraram diferenças para dorsiflexão, $F(3,27)=100,16$, $p<0,001$; e para plantiflexão, $F(3,27)=11,33$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento cúbico, ocorrendo um ligeiro aumento da plantiflexão na condição com colete comparada com a condição sem colete, uma ligeira diminuição na condição de 15% de suspensão e finalmente um ligeiro

aumento na condição de 30% de suspensão. Tendo em vista que ocorreu interação para a dorsiflexão, os efeitos de superfície e condição serão discutidos a seguir.

A MANOVA revelou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,05, $F(6,52)=28,4$, $p<0,001$. As análises univariadas mostraram diferenças para dorsiflexão, $F(3,27)=119,45$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento cúbico para a dorsiflexão, sendo que, no solo, nas condições sem colete e com colete, os ângulos de tornozelo indicam uma plantiflexão (valores negativos de dorsiflexão), com a suspensão de peso ocorre uma dorsiflexão similar nas condições de 15% e 30% de suspensão de peso. Na esteira, observa-se aumento da dorsiflexão com a suspensão de peso, quando comparado com as condições sem colete e com colete. É importante comentar que na esteira não foi observado plantiflexão no momento do toque de calcanhar.

5.3.3.2 Membro inferior não parético

A MANOVA revelou diferenças entre superfícies, Wilks' Lambda=0,19, $F(2,8)=16,31$, $p<0,005$. As análises univariadas apontaram diferenças para os ângulos de plantiflexão, $F(1,9)=36,66$, $p<0,001$. A MANOVA também mostrou diferenças entre as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,08, $F(6,52)=21,69$, $p<0,001$. As análises univariadas revelaram diferenças para os ângulos de dorsiflexão, $F(3,27)=63,27$, $p<0,001$; e para os ângulos de plantiflexão, $F(3,27)=17,16$, $p<0,001$. Tendo em vista que tanto para a dorsiflexão quanto para plantiflexão ocorreu interação entre superfície e condição, os efeitos principais não serão discutidos, sendo a interação para cada uma das variáveis discutidos a seguir.

Como já mencionado, a MANOVA indicou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,14, $F(6,52)=13,91$, $p<0,001$. As análises univariadas revelaram diferenças para os ângulos de dorsiflexão, $F(3,27)=11,97$, $p<0,001$; e

para os ângulos de plantiflexão, $F(3,27)=15,09$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento linear para a dorsiflexão. No solo, a dorsiflexão apresentou um ligeiro aumento na condição com colete comparado com a condição sem colete e, posteriormente, um aumento na condição de 15% e 30% de suspensão de peso. Na esteira, os valores se mantiveram similares entre as condições com um pequeno aumento na condição de 30% de suspensão de peso. Para a plantiflexão, testes *post hoc* indicaram um comportamento cúbico. No solo ocorreu uma diminuição na plantiflexão da condição sem colete para com colete, um aumento abrupto para a condição de 15% de suspensão e, finalmente, uma ligeira diminuição para a condição de 30% de suspensão de peso. Na esteira, o ângulo da plantiflexão foi similar nas condições sem colete e com colete, apresentou uma ligeira diminuição na condição de 15% de suspensão e, finalmente, um abrupto aumento na condição de 30% de suspensão de peso.

5.4 VARIÁVEIS COORDENATIVAS

Os valores das médias e desvios padrão da coordenação intermembros no andar hemiplégico são apresentados na Figura 21.

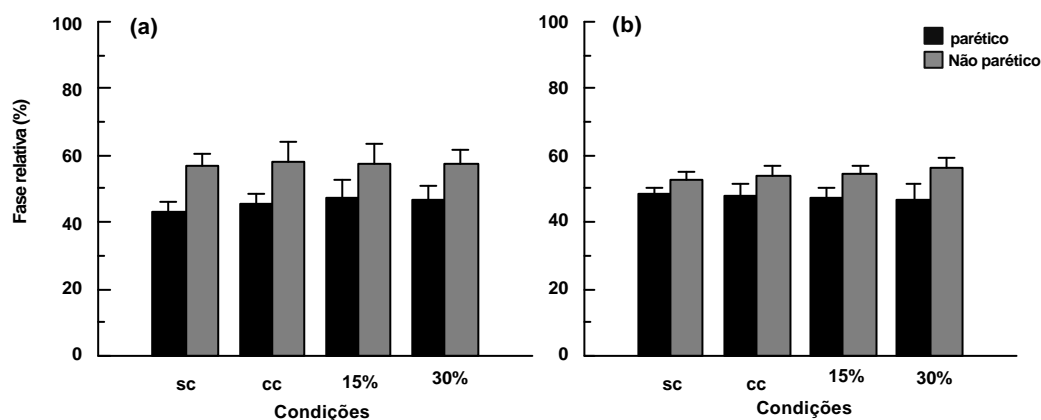


Figura 21. Média e desvio padrão da fase relativa no solo (a) e na esteira (b) para o membro inferior parético e não parético.

5.4.1 Membro inferior parético

A ANOVA revelou diferenças entre as superfícies, $F(1,9)=8,72$, $p<0,05$, sendo que os valores da fase relativa foram menores no solo do que na esteira. Diferentemente, a ANOVA não revelou qualquer diferença entre as condições de suporte de peso, $F(3,27)=0,85$, $p>0,05$, e para a interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, $F(3,27)=2,38$, $p>0,05$.

5.4.1 Membro inferior não parético

A ANOVA revelou diferenças na fase relativa entre superfícies, $F(1,9)=5,37$, $p<0,05$, sendo novamente os valores da fase relativa maiores no solo do que na esteira. A ANOVA não indicou diferenças entre as condições de suporte de peso, $F(3,27)=2,84$, $p>0,05$, nem apontou interação entre as superfícies e condições de suporte de peso, $F(3,27)=2,86$, $p>0,05$.

5.4 ÍNDICES DE SIMETRIA

5.4.1 Variáveis descritivas

Os valores das médias e desvios padrão dos índices de simetria das variáveis descritivas são apresentados na Figura 22.

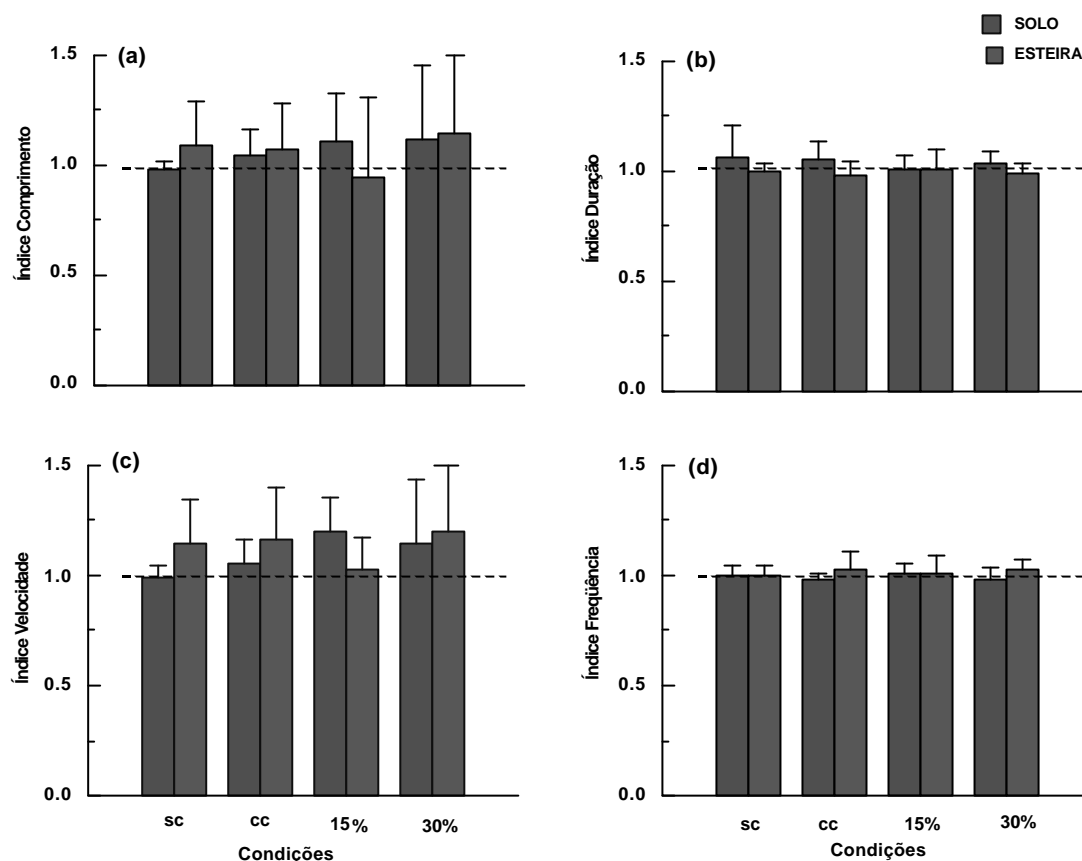


Figura 22. Média e desvio padrão dos índices de simetria do comprimento (a), da duração (b), da velocidade (c) e da frequência da passada (d) tanto no solo como na esteira. Notar a linha na horizontal, correspondente ao valor 1 indica simetria no comportamento dos dois membros inferiores.

A MANOVA não revelou diferenças entre superfícies, Wilks' Lambda=0,37, $F(4,6)=2,51$, $p>0,05$, nem para as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,7, $F(12,63)=0,75$, $p>0,05$. Entretanto, a MANOVA revelou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,42, $F(12,63)=1,99$, $p<0,05$. As análises univariadas não revelaram diferenças nos índices de simetria da duração, $F(3,27)=0,96$, $p>0,05$; nem no índice de simetria do comprimento, $F(3,27)=1,17$, $p>0,05$; nem no índice de simetria da frequência, $F(3,27)=0,67$, $p>0,05$. No entanto, as análises univariadas indicaram diferenças no índice de simetria da velocidade, $F(3,27)=4,68$, $p<0,01$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento cúbico para o índice de simetria da velocidade, neste caso, no

solo o índice de simetria foi superior a 1 na condição de 15% de suspensão, entretanto, na esteira, nesta mesma condição, o índice de simetria foi próximo de 1.

5.4.2 Variáveis temporais

Os valores das médias e desvios padrão dos índices de simetria das variáveis temporais são apresentados na Figura 23.

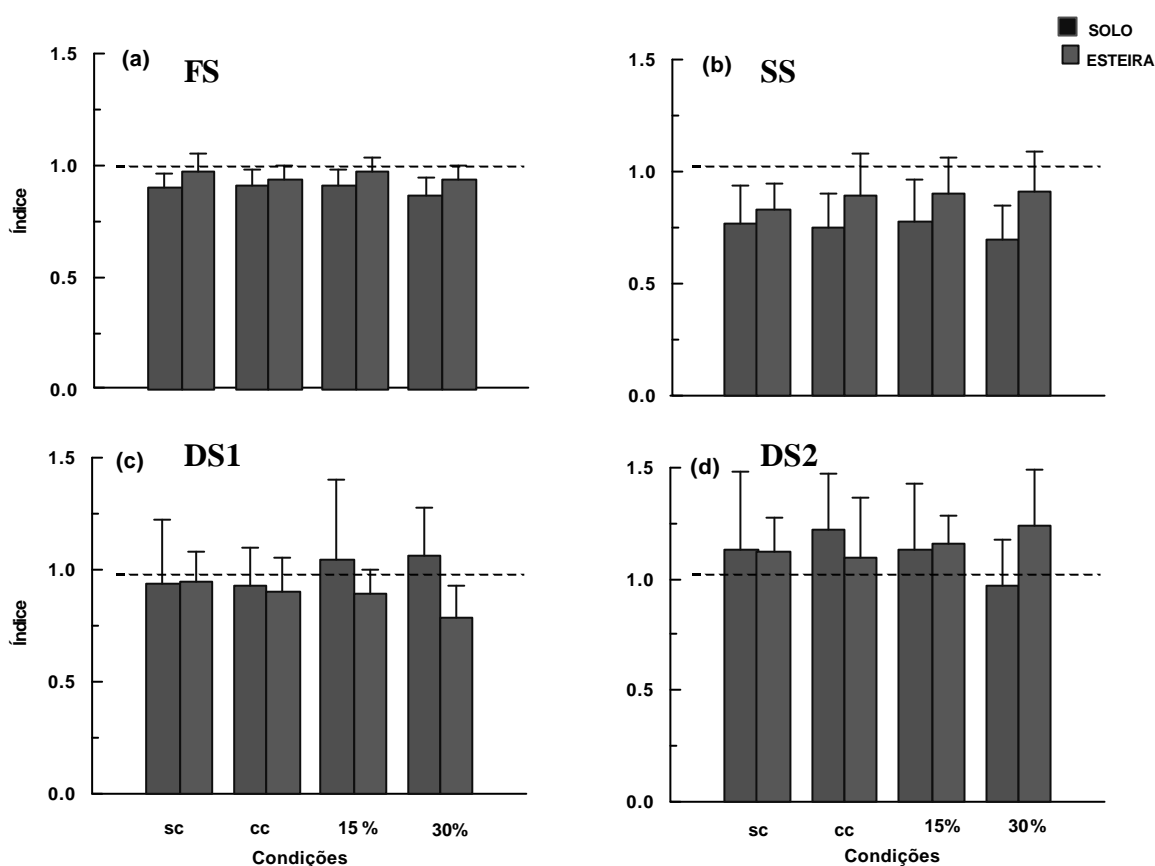


Figura 23. Média e desvio padrão dos índices de simetria da fase de suporte (a), do suporte simples (b), do primeiro duplo suporte (c) e do segundo duplo suporte (d), no solo e na esteira. Notar a linha na horizontal, correspondente ao valor 1 indica simetria no comportamento dos dois membros inferiores.

A MANOVA não revelou diferenças entre superfícies, Wilks' Lambda=0,51, $F(4,6)=1,43$, $p>0,05$; nem para as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,72, $F(12,63)=0,68$; $p>0,05$. Diferentemente, a MANOVA apontou interação entre as superfícies e as condições de suporte de peso, Wilks' Lambda=0,4, $F(12,63)=2,19$, $p<0,05$. As análises

univariadas não revelaram diferenças para o índice de simetria da FS, $F(3,27)=1,19$, $p>0,05$; nem para o índice de simetria do DS1, $F(3,27)=2,8$, $p>0,05$. No entanto, as análises univariadas revelaram diferenças para o índice de simetria do SS, $F(3,27)=2,97$, $p<0,05$; e para o índice de simetria do DS2, $F(3,27)=4,91$, $p<0,01$. Testes *post hoc* indicaram um comportamento quadrático para o índice de simetria do DS2, indicando que no solo na condição com colete, o índice apresentou um valor superior a 1 comparado com as condições sem colete e de 15% de suspensão, enquanto que, o índice apresentou um valor inferior a 1 na condição de 30% de suspensão. Na esteira na condição com colete, o índice apresentou um valor próximo de 1, enquanto que, nas condições de 15% e 30% de suspensão, os índices apresentaram valores superiores a 1. Embora a análise univariada tenha indicado interação para o índice de simetria do SS, os testes *post hoc* não revelaram qualquer diferença.

6. DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar e comparar o padrão do andar hemiplégico no solo e na esteira com suporte total e parcial de peso. A partir dos resultados obtidos neste estudo, vários são os aspectos que merecem ser discutidos e, a fim de facilitar o entendimento, estes foram divididos em três partes principais. Inicialmente, são discutidos os aspectos relacionados com o andar hemiplégico no solo e na esteira com suporte total de peso e, posteriormente, os aspectos relacionados com o andar nas duas superfícies com suspensão parcial de peso. Finalmente, são considerados alguns aspectos relacionados com a reabilitação do andar hemiplégico frente ao uso da esteira e da suspensão de peso corporal.

De forma geral, foram observadas mudanças comportamentais, temporais, coordenativas e na movimentação articular, indicando que o andar de pacientes hemiplégicos no solo é diferente do andar na esteira e que a suspensão de peso altera o padrão do andar de forma diferente em cada superfície. Estas mudanças poderiam ser atribuídas a vários fatores, no caso da suspensão de peso parecem estar associadas tanto ao melhor posicionamento e controle do equilíbrio com a colocação do colete, à diminuição das restrições impostas pelo suporte total de peso, enquanto que na esteira, as mudanças podem ser atribuídas às vantagens mecânicas da esteira devido à base móvel que a mesma propicia. Finalmente, considerando

todos estes aspectos, a utilização da esteira e a suspensão de peso nas duas superfícies podem ser consideradas recursos alternativos importantes na prática clínica e, complemento de outros procedimentos fisioterapêuticos na reeducação da marcha após o AVC com a finalidade de facilitar a locomoção e a recuperação do andar.

6.1 ANDAR HEMIPLÉGICO NO SOLO E NA ESTEIRA COM SUPORTE TOTAL DE PESO

Com base nos resultados observados, o andar hemiplégico no solo apresenta diferenças com o andar na esteira com suporte total de peso, sendo melhor o padrão na esteira principalmente pelo fato de que os déficits no controle da perna parética foram diminuídos ou minimizados. Isto foi verificado mediante o melhor ajuste da passada, da tomada de peso, da movimentação articular e do relacionamento intermembros. Além disso, o padrão da perna não parética também mudou, ficando com um comportamento da passada mais próximo do normal e reduzindo a assimetria com o membro parético. Desta forma, estas mudanças indicaram que na esteira o padrão foi mais simétrico, tornando-se o andar mais funcional.

Em relação às mudanças comportamentais positivas nos dois membros inferiores, os resultados revelaram que na esteira ocorreu um menor tempo de duração do ciclo e maior número de passadas por segundo, ficando desta forma, semelhantes os valores da perna parética e da não parética. Diferentemente, no solo foi observado que a duração da passada foi maior para a perna parética e o número de passadas foi menor para as duas pernas, quando comparadas com a esteira. Portanto, no solo o andar manteve as alterações comportamentais previamente observadas em outros estudos, com um padrão mais lento, demorado e com menor comprimento e duração das passadas, quando comparado com o andar normal

(BARELA; WHITALL; BLACK; CLARK, 2000; DEGANI, 2000; BRANDSTATER; DE BRUIN; GOWLANG; CLARK, 1983).

Ainda no que se refere ao comprimento e velocidade da passada, cabe ressaltar que estes parâmetros foram menores na esteira do que no solo. No caso do comprimento, possivelmente devido à superfície restrita da esteira, que impossibilitou uma passada maior. Interessantemente, na esteira o comprimento da perna parética foi maior do que na perna não parética, indicando uma possível melhora na movimentação e controle do membro afetado. No caso da velocidade, na esteira foi constante e ajustada em 0,33 m/s para todos os participantes, enquanto que, no solo os participantes andaram na velocidade preferida, ajustando a velocidade segundo as demandas da tarefa. Um outro aspecto a ser destacado é que na esteira a velocidade da perna parética foi maior do que na perna não parética, o que concorda com o aumento no comprimento e na frequência da passada e diminuição na duração do ciclo desta perna. Estas mudanças foram ratificadas nos índices de simetria do comprimento e da velocidade que mostraram valores superiores a 1, devido à melhora do membro parético na esteira. Dentre os parâmetros espaciais salientados anteriormente, o acréscimo na velocidade da perna parética é um indicador importante de recuperação motora (GOWLAND; TORRESIN; VANHULLENAAR; BEST, 1990) e do estado funcional da marcha (PERRY; GARRETT; GRONLEY; MULROY, 1995).

Por outra parte, os resultados deste estudo não concordam com as mudanças comportamentais encontradas por Hesse, Konrad e Uhlenbrock (1999) e por Harris-Love, Forrester, Macko, Silver e Smith (2001) quando compararam o andar no solo e na esteira com suporte total de peso. No primeiro estudo, os autores ajustaram para todos os participantes a velocidade da esteira em 0,27 m/s e encontraram diferenças unicamente para a frequência da passada, sendo menor na esteira do que no solo, resultado este contrário ao encontrado no presente estudo. Porém, as comparações são difíceis porque não foram reportados de forma

diferenciada os valores para os dois membros inferiores. No segundo estudo, os autores não verificaram mudanças na passada, mas deve ser considerado que para cada participante foi ajustada a velocidade da esteira dependendo da média obtida durante três tentativas do andar no solo (média geral de $0,54 \text{ m/s} \pm 0,2$).

As explicações para as mudanças do andar hemiplégico na esteira, no presente estudo, poderiam estar associadas a vários fatores. Por exemplo, a velocidade constante da esteira, que poderia estar regularizando as passadas, enquanto que no solo as variações na velocidade provocaram uma maior variabilidade durante o ciclo. Um outro aspecto a ser considerado é a continuidade nos ciclos da marcha que acontece na esteira e que pode ter influenciado o aumento no número de passadas. Enquanto que no solo o andar hemiplégico é acíclico e descontínuo, devido aos problemas para gerar energia e propulsar o corpo para frente (OLNEY; GRIFFIN; MONGA; MCBRIDE, 1991), na esteira, estes problemas parecem ser minimizados devido à movimentação da base de suporte que facilita a retirada do pé.

Interessante é que, apesar destas melhoras, os pacientes hemiplégicos ajustaram os parâmetros da passada de forma conservativa nas duas superfícies, o que foi verificado mediante as variáveis descritivas da passada. O andar foi demorado, lento, com passos curtos e um número reduzido de passadas, o que confere com os resultados encontrados no solo por Brandstater, De Bruin, Gowland, e Clark (1983). Apesar dos hemiplégicos terem realizado um melhor padrão na esteira, estes mantiveram uma estratégia conservadora com passadas curtas (CHEN; PATTEN; KOTHARI; ZAJAC, 2004), possivelmente como uma forma de adaptação às demandas impostas pela superfície móvel e devido ao fato dos participantes não terem experiência prévia do andar na esteira.

Em relação à organização temporal da passada, a principal mudança encontrada entre o andar do hemiplégico no solo e na esteira foi o aumento na duração da fase de suporte (FS) e conseqüente diminuição na fase de balanço (FB) da perna parética na esteira. Assim, foi

menor a assimetria na porcentagem de duração da FS entre os dois membros inferiores na esteira do que no solo, sendo verificado este fato mediante o resultado do índice de simetria da FS que foi maior na esteira do que no solo. Estes dados concordam com as diferenças temporais encontradas na duração da FS nas duas superfícies por Harris-Love, Forrester, Macko, Silver e Smith (2001) e com a tendência reportada por Hesse, Konrad e Uhlenbrock (1999), apesar de estes últimos autores não terem encontrado diferenças estatisticamente significativas e das porcentagens serem diferentes das reportadas no presente estudo. Outros estudos têm apontado a dificuldade dos pacientes hemiplégicos para realizar o suporte de peso na perna afetada (PEAT; DUBO; WINTER; QUANBURY; STEINKE; GRAHAME, 1976) e as marcadas diferenças entre o membro não parético, quando comparado com as porcentagens de sujeitos normais (BARELA; WITHALL; BLACK; CLARK, 2000; VON SCHROEDER; COUTTS; LYDEN; BILLINGS, 1995). Portanto, o aumento na FS da perna parética na esteira pode ser considerado um indicador de melhora no padrão da marcha, tendo em vista que melhora a simetria na organização temporal dos eventos nos dois membros inferiores.

Em relação à organização temporal das subfases de SS, DS1 e DS2, os resultados deste estudo indicaram que de forma geral, a duração dos eventos na perna não parética foi semelhante nas duas superfícies. Entretanto, na perna parética algumas diferenças foram observadas, sendo na esteira maior a duração do DS2, menor a assimetria do SS, e menor a variabilidade na duração dos eventos do que no solo. Os resultados do presente estudo revelaram uma assimetria menor entre os dois membros inferiores na duração das subfases de DS1, DS2 e SS, quando comparadas com as porcentagens encontradas por Barela, Whitall, Black e Clark (2000) no andar hemiplégico no solo. No entanto, os outros estudos que compararam o andar nas duas superfícies encontraram uma assimetria maior entre os membros inferiores na duração do duplo suporte no solo, quando comparado com as porcentagens do presente estudo. Além disso, estes estudos apontaram diferenças

significativas entre as superfícies para o SS na perna parética (HESSE; KONRAD; UHLENBROCK,1999) e para ambas as pernas (HARRIS-LOVE; FORRESTER; MACKO; SILVER; SMITH, 2001). As mudanças observadas na duração das subfases, poderiam ter relação com o tempo de evolução maior de um ano e com o estágio de recuperação dos participantes deste estudo (entre as fases 4 e 5 de Brünstrom), enquanto que, o acréscimo na porcentagem de duração da FS e a duração mais simétrica da subfase de SS poderiam ser um dos efeitos da base móvel da esteira que favorece a tomada de peso e a retirada do pé da superfície.

Por outro lado, as diferenças na coordenação intermembros nas duas superfícies mostraram um melhor relacionamento entre os membros na esteira, sendo a porcentagem da fase relativa mais próxima do andar normal. Na esteira, a porcentagem foi de 48% na perna parética e de 52% na perna não parética, entanto que no solo foi maior a assimetria, com uma fase relativa por volta de 43% na perna parética e de 57% na perna não parética. A tendência no comportamento da fase relativa neste estudo concorda com os valores reportados por Harris-Love, Forrester, Macko, Silver e Smith (2001), estes autores encontraram uma média geral da fase relativa no solo de 59% e de 55% na esteira. Estas mudanças na fase relativa podem estar relacionadas com as variações na organização temporal dos eventos que ocorreram no solo, entretanto na esteira, a melhora no relacionamento pode ser explicada pelo aumento na duração da fase de suporte da perna parética e pela duração mais simétrica dos eventos.

Em relação às variações angulares na esteira, os resultados sugerem um melhor controle dos segmentos no padrão do andar hemiplégico na esteira do que no solo com suporte total de peso. O membro parético ficou mais próximo de um padrão funcional, diminuindo a utilização de movimentos compensatórios anormais (CHEN; PATTEN; KOTHARI; ZAJAC, 2004). Na esteira a perna parética apresentou uma maior amplitude

articular, realizando de forma mais adequada a extensão do quadril e flexão plantar durante a propulsão, a flexão do joelho no balanço, a dorsiflexão no toque de calcanhar, e a semiflexão do joelho durante o suporte simples. Diferentemente do que aconteceu no solo, onde os participantes apresentaram hiperextensão do joelho no suporte simples, dificuldade na flexão do joelho durante o balanço e flexão plantar durante o início do suporte com a perna parética.

O ângulo de flexão do quadril apresentou um comportamento diferente na esteira durante o toque do calcanhar sendo menor do que no solo, o que pode estar associado às características da esteira com um espaço restrito e menor, quando comparado com o maior espaço possível no solo. Além disso, alguns dos participantes utilizaram como estratégia compensatória a circundação do membro inferior o que contribuiu para diminuir a média do ângulo de flexão do quadril, conforme já discutido por Kim e Eng (2003) sobre a relação entre as variações articulares e os movimentos compensatórios. No entanto, o ângulo de extensão do quadril da perna parética durante a propulsão foi significativamente maior na esteira do que no solo, possivelmente devido ao movimento proporcionado pela esteira, que também facilita o balanço da perna realizando os movimentos de flexão do quadril, joelho e dorsiflexão do pé (tríplice flexão). Portanto, esta melhora na extensão do quadril é um dos efeitos positivos do andar na esteira porque como tem sido apontado na literatura (PAI; ROGERS; HEDMAN; HANKE, 1994; MORITA; YAMAMOTO; FURUYA, 1995) a redução deste ângulo é um dos principais problemas no andar hemiplégico, pois limita a transferência e sustentação do peso durante o suporte simples.

A flexão do joelho foi diferente durante a FB e a extensão do joelho durante o SS do membro parético, sendo em ambos os casos menores os ângulos no solo do que na esteira. O aumento da flexão máxima do joelho na FB é outra melhora importante, levando em consideração a dificuldade que apresentam os pacientes hemiplégicos para flexionar o joelho. Esta diminuição no ângulo máximo de flexão do joelho observada no solo é atribuída ao

predomínio da sinergia anormal extensora que limita a progressão anterior do centro de massa, a sustentação de peso (KERRIGAN; DEMING; HOLDEN, 1996), provocando um aumento na energia requerida para realizar o andar devido ao acréscimo no momento de inércia durante o balanço (KERRIGAN; ROTH; RILEY, 1998). Assim, na esteira a movimentação de joelho durante o SS apresentou mudanças positivas, porque durante a tomada de peso na perna parética apresentou uma ligeira flexão. Este movimento de amortecimento é importante porque permite absorver a carga, com um adequado alinhamento do membro inferior, evitando o deslocamento posterior anormal da tíbia que sobrecarrega as estruturas e tecidos (RICHARDS; PRAMANIK; SYKES; POMEROY, 2003). Outros estudos consideram que a flexão do joelho, também melhora o controle do membro inferior, facilitando uma melhor ativação muscular e uma maior geração de força (DETREMBLEUR; DIERICK; STOQUART; CHANTRAINE; LEJEUNE, 2003). Enquanto que, no solo os participantes não realizaram este movimento de amortecimento durante a tomada de peso e apresentaram hiperextensão durante o suporte simples, com valores similares aos reportados na literatura (LEHMANN; CONDON; PRICE; DELATEUR, 1987; TRUEBLOOD; WALKER; PERRY; GRONLEY, 1989).

A movimentação articular do tornozelo mostrou que no solo, os pacientes realizaram o toque de calcanhar com a ponta do pé, por apresentar o movimento compensatório em equino, apontado em estudos previos por Olney, Griffin e McBride (1998). Entretanto, na esteira os hemiplégicos conseguiram levantar o pé e realizar a dorsiflexão e tiveram uma maior amplitude articular. Este ganho na movimentação e controle do tornozelo durante o toque de calcanhar é funcionalmente importante porque permite que o pé se adapte melhor às superfícies e facilita a realização do balanço da perna de forma mais funcional, sem arrastar o pé ou realizar compensações como a circundução da pelve (KERRIGAN; FRATES; ROGAN; RILEY, 2000). Outro aspecto importante observado no andar na esteira é o aumento na

amplitude articular do ângulo de flexão plantar na perna parética. O comprometimento deste movimento está associado à dificuldade para gerar as forças de propulsão (BRUNT; VANDER LINDEN; BEHRMAN, 1995) e à utilização dos movimentos compensatórios de retração da pelve, inclinação do tronco ou circundução para facilitar a progressão anterior do corpo durante a impulsão e durante a transferência de peso (NADEAU; GRAVEL; ARSENAULT; BOURBONNAIS, 1999). Na esteira, estes problemas foram minimizados, possivelmente porque o membro não parético não precisa continuar realizando a maior parte do trabalho mecânico para compensar a perna contralateral (OLNEY; GRIFFIN; MONGA; McBRIDE, 1991), ou porque nesta base móvel não precisa ser feita a mesma quantidade de força para impulsionar o corpo para frente, como há necessidade na base fixa do solo.

De forma geral, na esteira com suporte total de peso, os participantes realizaram um padrão de andar mais funcional do que no solo, devido às mudanças comportamentais, temporais e na movimentação articular mencionadas anteriormente. Todas estas melhoras no controle do andar hemiplégico na esteira poderiam ter relação com a base móvel da mesma que facilita o deslocamento do centro de massa precisando assim, de menor força para realizar a retirada do pé da superfície. Diferentemente, no solo há necessidade de um maior esforço para propulsar e deslocar o corpo para frente o que pode provocar a liberação de atividade reflexa anormal, a coativação patológica dos grupos musculares e a utilização dos movimentos compensatórios como circundução da pelve, hiperextensão do joelho e equino varo do pé (GRIFFIN; OLNEY; McBRIDE, 1995; WOOLLEY, 2001).

Além das mudanças apresentadas no padrão do andar de pacientes hemiplégicos no solo e na esteira com suporte total de peso, também devem ser considerados os efeitos da suspensão parcial de peso, que serão discutidos a seguir.

6.2 ANDAR HEMIPLÉGICO NO SOLO E NA ESTEIRA COM SUSPENSÃO PARCIAL DE PESO

Com relação à suspensão de peso, o andar hemiplégico no solo, apresentou mudanças comportamentais da passada, variações na organização temporal e aumento na amplitude articular durante o ciclo, sendo melhor o padrão com 15% de suspensão de peso do que o padrão no solo nas outras condições de suporte de peso. Por outro lado, na esteira o padrão do andar nas condições com colete e com suspensão de 15% de peso apresentou um comportamento semelhante na passada, na organização temporal, na movimentação articular e no relacionamento intermembros ao descrito na esteira com suporte total de peso, com algumas pequenas variações na duração dos eventos e na amplitude articular com a suspensão de 30% de peso. Portanto, na esteira, com a suspensão de 30% de peso corporal, não foram verificadas diferenças para a perna parética nas variáveis descritivas, nem nos índices de simetria. Enquanto que, foram observadas pequenas diferenças na organização temporal dos eventos com diminuição na duração da FS, do SS e do DS2, e na movimentação articular, com diminuição na extensão do quadril, aumento na extensão do joelho e na flexão plantar.

No padrão de andar no solo com suspensão de peso, a principal mudança comportamental que se apresentou foi o aumento na velocidade da perna parética na condição de 15% de suspensão, quando comparada com a perna não parética. Também, aumentou ligeiramente o comprimento da passada, apresentando uma duração simétrica do ciclo nos dois membros inferiores e mantendo praticamente estável a frequência das passadas. Também foram observadas pequenas variações na organização temporal do andar hemiplégico, sendo maior a duração do SS na perna parética e mais simétrica a duração do DS1 e DS2, quando o andar foi realizado no solo com a suspensão de 15% de peso do que nas outras condições de suporte de peso. Adicionalmente, a movimentação articular apresentou variações com a suspensão de

peso nos dois membros inferiores. No membro parético, a amplitude articular aumentou com a suspensão de peso, realizando com 15% de suspensão um padrão mais funcional com combinações mais avançadas de movimento como a extensão de quadril e flexão plantar maior durante a propulsão, a semiflexão de joelho no SS e a dorsiflexão no toque de calcanhar. Diferentemente, nas condições sem colete e com colete, os participantes utilizaram um padrão compensatório com menor extensão de quadril, hiperextensão de joelho e equino do pé. Este comportamento poderia significar que com a retirada parcial de peso, o hemiplégico precisa gerar menor força e realizar um esforço menor para controlar os segmentos durante o andar no solo. Enquanto que, como tem sido sugerido em estudos prévios (GRIFFIN; OLNEY; McBRIDE, 1995; WOOLLEY, 2001; RYERSON, 1994) com o suporte total de peso, o paciente hemiplégico precisa compensar os déficits no controle motor e nas respostas de equilíbrio utilizando os movimentos compensatórios. Um outro aspecto a ser considerado é que com a suspensão de peso, os ângulos do quadril foram mais simétricos, enquanto que no joelho e tornozelo, apesar das melhoras persistiram as diferenças entre os dois membros, com valores assimétricos semelhantes aos apontados previamente na literatura (OLNEY; GRIFFIN; MCBRIDE, 1994).

É importante ressaltar que no solo na condição de 30% de suspensão de peso, os pacientes hemiplégicos conseguiram realizar uma amplitude articular maior e não apresentaram os movimentos compensatórios anormais no joelho e tornozelo do lado afetado. Apesar da melhora na movimentação articular aconteceram outras mudanças que afetaram a funcionalidade da marcha, tornando o padrão mais lento, demorado e o com um comprimento da passada inferior do que nas outras condições de suporte de peso. Além disso, o tempo de duração da FS na perna afetada foi reduzido, enquanto que aumentou o tempo de duração do SS na perna não parética. Isto sugere que tendo em vista a quantidade de peso retirado, possivelmente foi mais difícil ajustar as passadas devido à dificuldade de aplicação da força

do membro afetado durante a propulsão (NADEAU; GRAVEL; ARSENAULT; BOURBONNAIS, 1999) ou devido à falta de informação sensorial proveniente da tomada de peso (DIETZ; HARKEMA, 2004). É importante considerar que os participantes deste estudo foram pacientes crônicos, nos estágios 4 e 5 de recuperação de Brünstrom, que realizavam marcha domiciliar independente com algumas limitações para andar fora de casa, portanto, possivelmente não precisavam retirar tanto peso para conseguir melhorar o padrão de andar. Por tanto, a retirada de 30% do peso corporal pode ter sido além do necessário.

Também foi verificado no solo que, a suspensão parcial de peso, permite uma movimentação mais rápida do membro parético, uma sustentação de peso no lado afetado mais prolongada e uma duração mais simétrica do duplo suporte nos dois membros inferiores. Estes dados concordam com os resultados preliminares dos primeiros testes feitos no solo com suspensão de peso por Barbeau, Lamontagne, Ladouceur, Mercier e Fung (2004) que apontaram uma melhora na velocidade e na duração do SS em um grupo de pacientes hemiplégicos com comprometimento motor severo. Ainda, com 15% de suspensão foram minimizados os déficits no controle seletivo dos movimentos no membro parético, possivelmente devido a um melhor controle proximal e das respostas de equilíbrio, proporcionado pelo posicionamento mais simétrico do tronco com o colete, pela segurança que este oferece e pela diminuição nas restrições associadas à carga total de peso. Desta forma, o colete poderia estar proporcionando um alinhamento corporal mais simétrico para manter a postura ereta, permitindo movimentar mais facilmente e de forma mais segura o centro de gravidade sobre a base de suporte estreita que tem o hemiplégico. Portanto, o colete poderia estar minimizando os déficits nas reações de endireitamento, de equilíbrio e nos ajustes posturais automáticos propostos por Bobath (1975) como um dos principais problemas no controle postural do hemiplégico.

Apesar destas alterações, os resultados deste estudo não apontaram diferenças significativas no relacionamento intermembros durante o andar no solo, apesar das porcentagens da fase relativa terem aumentado ligeiramente com a suspensão de peso. O fato de não ter encontrado diferenças na coordenação intermembros poderia ser explicado pelas pequenas mudanças que ocorreram com a suspensão de peso na organização temporal dos eventos.

Em relação com o andar na esteira com suspensão de peso, os resultados mostraram um comportamento regularizado e estável das passadas em todas as condições de suporte de peso, exceto uma ligeira diminuição no comprimento e na velocidade com a suspensão de 30% de peso. As pequenas variações entre as condições de suporte de peso podem ser atribuídas à velocidade fixa da esteira, assim como, às propriedades mecânicas da esteira somadas ao sistema de suspensão, as quais provocaram poucas variações comportamentais e temporais na organização da passada. É importante destacar que o andar na esteira com colete e com 15% apresentou um padrão mais simétrico, semelhante ao descrito no tópico anterior para a condição sem colete.

Apesar da velocidade no solo ser maior à velocidade na esteira, no caso do andar na esteira com 30% de suspensão, a organização temporal do ciclo apresentou uma ligeira diminuição da duração da FS e do DS, e aumento no SS para a perna parética na condição de 30% de suspensão de peso. Este aumento no SS é um indicador importante de melhora no andar hemiplégico, uma vez que, pode melhorar tanto a sustentação quanto a transferência do peso. Porém, apesar destas mudanças temporais foi maior a assimetria na fase relativa intermembros com 30% de suspensão. Por este motivo, assim como pelas mudanças comportamentais no comprimento e a velocidade, pode ser sugerido que os participantes deste estudo, dado o estado de recuperação motora, não precisavam retirar esta quantidade de peso corporal (30%) para realizar um andar mais funcional na esteira.

Em relação às variações na movimentação articular, os resultados mostraram que no solo e na esteira, com a suspensão de peso foram utilizados mecanismos de controle semelhantes, enquanto que, o comportamento foi diferente entre as condições sem colete e com colete nas duas superfícies, sendo melhor o padrão do andar hemiplégico na esteira com suporte total de peso. De forma específica, foram observadas na esteira poucas variações na flexão do quadril nas condições de 15% e 30% de suspensão, enquanto que, o ângulo de extensão de quadril diminuiu progressivamente com a suspensão de peso nos dois membros inferiores, contrariamente ao observado no solo onde com a suspensão de peso foi aumentando a amplitude articular. Os resultados da extensão de quadril na esteira coincidem com os dados apontados por Hesse, Uhlenbrock e Sarkodie-Gyan (1999) que encontraram diminuição na movimentação do quadril na esteira, quando comparada com um outro aparelho mecânico para treinamento assistido da marcha utilizado em pacientes hemiplégicos. Esta diminuição na extensão de quadril que aconteceu na esteira com a suspensão de peso poderia estar associada a uma menor exigência para retirar a perna da superfície móvel quando é utilizada a suspensão parcial de peso corporal. No entanto, o aumento no ângulo de extensão no solo poderia ser uma forma para tentar realizar a propulsão sobre a superfície fixa com suspensão parcial de peso.

No caso do joelho, as maiores diferenças ocorreram na extensão relativa do joelho no SS, sendo encontrado um aumento progressivo deste movimento de amortecimento do joelho em todas as condições de suporte de peso, enquanto que no solo somente foi realizado este movimento com a suspensão de peso. Em concordância com os resultados obtidos por Hesse, Uhlenbrock e Sarkodie-Gyan (1999), na esteira os ângulos máximos de flexão de joelho do lado parético durante a FB, foram maiores com suspensão de peso, quando comparados com os ângulos no solo nas mesmas condições de suporte de peso. Isto indica uma vez mais que a superfície móvel da esteira e a suspensão de peso no solo, facilitam o controle dos

movimentos de joelho, possibilitando uma melhor ativação muscular e a execução de movimentos mais complexos, que têm sido sugeridos em vários estudos (De QUERVAIN; SIMON; LEURGANS; PEASE; MCALLISTER, 1996; MULROY; GRONLEY; WEISS; NEWSAM; PERRY, 2003) como indicadores importantes de recuperação do andar.

O tornozelo apresentou dorsiflexão em todas as condições de suporte de peso na esteira, sendo o ângulo maior com a suspensão de peso, enquanto que no solo somente foi observado este comportamento com a suspensão parcial de peso. A execução deste movimento de dorsiflexão poderia significar uma melhor ativação do tibial anterior e uma diminuição na coativação ou ativação assincrônica dos músculos antagonistas, que tem sido apontada por Knutsson e Richards (1979) como uma das causas da falta de dorsiflexão no andar hemiplégico. Os movimentos de flexão plantar tiveram um comportamento semelhante nas duas superfícies com a suspensão de peso, diminuindo o ângulo com a suspensão de 15%, possivelmente, porque precisa ser feita uma força menor para realizar tanto a retirada do pé na esteira como a impulsão no solo, possivelmente, devido à movimentação da esteira e ao alívio de peso no solo. No entanto, em ambas superfícies, a plantiflexão aumentou com a suspensão de 30%, possivelmente devido ao ajuste na altura do sistema de suspensão, que eleva a altura da marca de tornozelo e posiciona o pé em flexão plantar. Ainda, pode estar relacionado com o esforço realizado pelos pacientes para tentar manter um maior contato do pé com a superfície e obter a informação sensorial para ajustar a próxima passada. Considerando em conjunto, os resultados da movimentação articular do quadril, joelho e tornozelo, tanto na esteira, como no solo com suspensão parcial de peso foi verificado que os pacientes conseguiram realizar movimentos fora do predomínio das sinergias anormais e minimizaram a utilização dos movimentos compensatórios.

De forma geral, na esteira com suspensão parcial de peso, os participantes mantiveram um padrão semelhante ao descrito com suporte total de peso e apresentaram comportamentos

similares com o padrão no solo com 15% de suspensão. Nas condições anteriores, o padrão de andar dos hemiplégicos foi mais funcional do que o padrão no solo sem colete, com colete e com 30% de suspensão de peso. Em cada superfície e condição de peso, foram observadas vantagens que podem ser aproveitadas durante a reabilitação do andar.

6.3 REABILITAÇÃO DO ANDAR HEMIPLÉGICO NO SOLO E NA ESTEIRA COM SUPORTE TOTAL E PARCIAL DE PESO

Um dos maiores problemas funcionais após o AVC é alteração da marcha, sendo a reeducação do andar o objetivo principal dos programas de reabilitação (RICHARDS; OLNEY, 1996; LENNON, 2003). Um recurso terapêutico alternativo que está sendo utilizado com os pacientes hemiplégicos é o treinamento da marcha na esteira com e sem suspensão de peso com a finalidade de diminuir as restrições biomecânicas e proporcionar a sensação normal do movimento, enfatizando em uma tarefa funcional específica.

Os resultados deste estudo sugerem a possibilidade de utilizar a esteira e a suspensão parcial de peso durante o treinamento devido às mudanças positivas observadas para o padrão do andar hemiplégico. Mais ainda, considerando que os participantes deste estudo não tinham experiência previa do andar na esteira, o sistema conseguiu responder às demandas da superfície móvel. Uma possível explicação neurofisiológica para estas respostas motoras obtidas seria que, o movimento contínuo da esteira e a repetição das passadas poderiam estimular os circuitos neurais de controle da locomoção, chamados de gerador central de padrões (GCP) de nível medular (WERNIG; MÜLLER, 1992; DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997). Os estudos realizados em animais (MaCKAY-LYONS, 2002) e em humanos (DIETZ; HARKEMA, 2004) propõem que estes circuitos medulares recebem informação sensorial aferente proveniente da posição espacial dos segmentos, assim como da quantidade de

estiramento e de carga à qual são submetidos os membros inferiores. Esta ativação dos GCPs, durante o treinamento na esteira poderia favorecer os processos de plasticidade neural, regulando a interação entre os GCPs e a atividade reflexa periférica, estimulando a atividade neuronal e produzindo uma melhor ativação dos centros espinais de controle da locomoção. Desta forma, as repostas sinápticas e celulares dos circuitos de controle dos GCPs poderiam ser mais flexíveis ou moduladas de forma mais adequada na esteira do que no solo (MacKAY-LYONS, 2002). Conseqüentemente, a reeducação do andar hemiplégico na esteira provocaria a estimulação de movimentos mais coordenados dos membros inferiores, com combinações mais complexas de movimento fora das sinergias anormais. A ativação destes movimentos foi observada no presente estudo, sugerindo mudanças temporais na atividade neural, as quais com o treinamento em longo prazo poderiam levar a adaptações permanentes no padrão de andar hemiplégico.

Outro aspecto a ser considerado na clínica é a repetição contínua e de qualidade dos ciclos da marcha, sendo esta uma experiência importante dentro da prática do padrão de marcha na esteira. Dietz e Harkema (2004) propuseram que, na esteira, os processos de plasticidade neural envolvidos na aprendizagem motora poderiam ser facilitados devido à informação cinéstica proveniente da base móvel da esteira. Mas ainda, o movimento repetitivo da esteira permitiria durante o ciclo do andar, a ativação rítmica dos receptores de estiramento dos flexores de quadril e dorsiflexores na fase inicial do suporte e posteriormente, dos extensores de quadril e flexores plantares na fase final do suporte (VAN de CROMMERT; MULDER; DUYSSENS, 1998). A ativação destes receptores tem papel importante na geração do padrão de andar (PEARSON; MISIASZEK; FOUAD, 1998) e na retroalimentação sensorial necessária para ajustar os parâmetros de controle do sistema para o próximo ciclo (NIELSEN; SINKJAER, 2002; ZEHR; DUYSSENS, 2004). Os resultados do presente estudo sugerem que na esteira, o padrão de andar foi mais simétrico, sincrônico,

cíclico e consistente do que o andar no solo, provendo um feedback sensorial de melhor qualidade. Desta forma, durante a reeducação na esteira, o sistema tem a vantagem de receber uma sensação de movimento adequada, enquanto que durante o andar no solo, os aferentes sensoriais recebem informações incorretas provenientes dos padrões anormais, sendo mais difícil escolher as respostas motoras condizentes às demandas da tarefa e do ambiente.

Outros autores consideram que a esteira “força” a execução sincrônica dos movimentos nos membros inferiores o que provoca um padrão de andar mais consistente, uma vez que diminui a elevada variabilidade intra-sujeito que caracteriza o andar hemiplégico (ADA; DEAN; HALL; BAMPTON; CROMPTON, 2003). Ainda, a utilização forçada do membro inferior parético durante o andar na esteira, também pode contribuir nas mudanças na base de suporte e conseqüentemente na largura da passada. Apesar desta variável não ter sido mensurada neste estudo, os resultados sugerem que na esteira ocorreu uma redistribuição mais simétrica do suporte de peso, tendo em vista que na perna parética a amplitude de movimento, a duração da fase de suporte e o relacionamento intermembros foram melhores. Desta forma, a base móvel da esteira facilitaria a tomada de peso no SS e a transferência dinâmica de peso sobre a perna afetada no final da fase de suporte, permitindo o melhor deslocamento do centro de massa nos planos frontal e sagital. Pai, Rogers, Hedman e Hanke (1994) consideram que, este ganho no deslocamento do centro de massa, é especialmente relevante nos pacientes hemiplégicos devido à instabilidade nestes planos de movimento, considerada como uma das principais causas de quedas sobre o hemicorpo acometido. Outros autores (ARUIN; HANKE; CHAUDHURI; HARVEY; RAO, 2000) consideram que as dificuldades na sustentação de peso no lado parético são uma conseqüência da não utilização deste membro inferior ou um mecanismo compensatório para manter o equilíbrio (CORRIVEAU; HEBERT; RAICHE; PRINCE, 2004). Portanto, o trabalho na esteira permitiria re-aprender o suporte de peso sobre

a perna acometida, facilitando as respostas de equilíbrio e promovendo um padrão de andar mais funcional (CHENG; WU; LIAW; WONG; TANG, 2001).

Richards, Malouin, Wood-Dauphinee, Williams, Bouchard e Brunet (1993) sugeriram que a reeducação do andar na esteira facilita a aprendizagem motora porque enfatiza uma tarefa funcional específica, que pode ser feita com controle da intensidade, frequência e tempo de duração. Na esteira, um dos aspectos chaves envolvidos na aprendizagem ou reaprendizagem do andar tem relação com a natureza da repetição das passadas e da sustentação de peso. Hornby, Zemon e Campbell (2005) consideram que na esteira podem ser repetidos de forma contínua ciclos do andar de forma “cinematicamente correta ou precisa”, diminuindo a execução de movimentos compensatórios que interferem com o desenvolvimento das habilidades motoras. Este movimento rítmico e repetitivo das passadas estaria promovendo a execução dos padrões de movimento que estavam “escondidos ou mascarados” devido à fraqueza muscular, à atividade reflexa anormal e ao pobre controle postural (HELLSTRÖM, 2002). Isto explicaria o fato dos pacientes terem realizado um melhor padrão na esteira do que no solo.

Além da repetição, a prática cíclica na esteira, em um ambiente com pouca interferência contextual permite trabalhar três componentes essenciais do andar: as passadas, o suporte de peso e as respostas de equilíbrio, facilitando o ajuste nos parâmetros do plano motor e provocando mudanças no padrão do andar hemiplégico. Por exemplo, o ganho na movimentação articular observado no presente estudo sugerem uma melhora nos padrões de movimento, como tem sido apontado em estudos clínicos prévios, possivelmente devido ao aumento na força (SMITH; MACKO; SILVER; GOLDBERG, 1998; COELHO; ABRAHÃO; MATTIOLI, 2004, HARRIS-LOVE; MACKO; WHITTALL; FORRESTER, 2004). Além disso, outros estudos apontaram melhor atividade elétrica e controle dos movimentos de extensão de quadril (KNIKOU; RYMER, 2002), flexão de joelho e flexão plantar (LAUFER;

DICKSTEIN; CHEFEZ; MARCOVITZ, 2001). Outra vantagem da utilização da esteira é a diminuição do gasto energético e das demandas cardiovasculares que permitem melhorar a condição física, controlar a fadiga e obter um desempenho funcional mais eficiente (CUNHA JÚNIOR; LIM; QURESHY; HENSON; MONGA; PROTAS, 2001, 2002; MACKO; DESOUZA; TRETTER; SILVER; SMITH; ANDERSON; TOMOVASU; GORMAN; DENGEL, 1997; POTEPLA; LOPEZ; BRAUN; SZIDON; FOGG; TINCKNELL, 1995).

Os resultados do presente estudo mostraram que embora, o padrão de andar seja funcional na esteira com suporte total de peso, foram mantidos os efeitos positivos na condição com colete e com suspensão parcial de peso. Portanto, na reabilitação pode ser utilizado o treinamento na esteira com suspensão de peso, para aproveitar as vantagens da superfície somada à retirada parcial de peso na reeducação do andar hemiplégico após o AVC. Apesar de não serem avaliados neste estudo os movimentos da pelve e o tronco, pode-se sugerir que o colete pode facilitar um melhor alinhamento do tronco, diminuindo os movimentos compensatórios, facilitando as respostas de equilíbrio e promovendo a movimentação mais simétrica dos membros inferiores (DOBKIN, 1999; HESSE, 1999). Mais ainda, Chen, Patten, Kothari e Zajac (2004) verificaram a redução no custo energético do andar hemiplégico com a suspensão de peso, devido possivelmente, ao ajuste na altura do sistema e ao posicionamento do tronco com o colete, o que facilitaria o pré-balanço e o balanço da perna parética. Uma outra possibilidade terapêutica é a utilização do treinamento na esteira utilizando o colete, seja com suporte total de peso ou com suspensão parcial de peso. A utilização do colete facilita a postura ereta com um alinhamento mais simétrico do tronco, evitando o colapso ou a hiperextensão do joelho, permitindo o suporte progressivo de peso e a execução de um padrão recíproco das passadas em um ambiente terapêutico mais seguro. Apesar do temor e ansiedade inicial, manifestado pelos pacientes na fase de adaptação à esteira, Malouin, Potvin, Prevost, Richards e Wood-Dauphinnee (1992) reportaram uma boa

aceitação da superfície e uma confiança maior durante o treinamento com o colete, possivelmente pela segurança que oferecem os equipamentos e a supervisão dos fisioterapeutas, o qual minimiza o risco de lesões e quedas, quando comparado com os procedimentos de reeducação do andar no solo.

Um outro aspecto a ser considerado na esteira é o toque do corrimão. Siler, Jorgensen e Norris (1997) reportaram que o toque no corrimão da esteira não altera as características cinemáticas do padrão de andar. Enquanto que, Dickstein e Laufer, (2003) propuseram que o corrimão pode ser utilizado como estímulo sensorial para retroalimentar o sistema de controle postural, sem alterar substancialmente o padrão do andar na esteira. No entanto, Chen, Patten, Kothari e Zajac (2004) compararam o andar hemiplégico sem e com corrimão e sugeriram que estes pacientes poderiam utilizar o corrimão como estímulo mecânico para suportar parte do peso corporal, já que com o suporte na barra, foi encontrando aumento na duração do SS da perna parética e aumento na FB da perna não parética.

Para melhor aproveitar estas vantagens da superfície móvel e com a finalidade de deixar o paciente responder ativamente, o fisioterapeuta deve avaliar previamente o andar na esteira, e posteriormente escolher os procedimentos proprioceptivos e exteroceptivos para estimular, assistir, facilitar ou resistir o padrão andar, segundo as características próprias de cada indivíduo. Durante o treinamento, este processo de avaliação sistemático permitirá escolher os procedimentos de acordo com a evolução das respostas motoras. Hesse (2001) considera que os efeitos benéficos derivados da base móvel da esteira podem ser potenciados pelo fisioterapeuta, mediante a utilização de estímulos manuais para posicionar de forma mais simétrica o tronco, a pelve e o quadril em extensão. Desta forma, movimentos chaves no controle proximal, como por exemplo a extensão do quadril podem ser facilitados pelo movimento da esteira e acrescentados mediante a estimulação manual do terapeuta. Entretanto, outros estudos clínicos utilizam estímulos facilitatórios e inibitórios, enfatizando

na sustentação gradual de peso e em respostas segmentares mais específicas como o controle concêntrico e excêntrico em diversas amplitudes de movimento durante a passada (MAURITZ, 2002). Portanto, a prática na esteira oferece a possibilidade de trabalhar o padrão como um todo (CARR; SHEPERD, 1998) ou refinar as respostas segmentares (NORMAN; PEPIN; LADOUCEUR; BARBEAU, 1995), trabalhando as partes do padrão de andar, em concordância com as necessidades específicas de cada paciente.

Após o processo de avaliação, um outro parâmetro que precisa ser definido é a velocidade da esteira. No presente estudo, foi utilizada uma velocidade baixa de 0,33 m/s, levando em consideração que os pacientes não tinham experiência prévia de andar na esteira e que, o período de adaptação foi curto para evitar a fadiga, procurando uma performance ótima durante a execução da tarefa experimental. No entanto, na reeducação do andar, a velocidade pode ser aumentada, na medida que o paciente consegue progressivamente se familiarizar com a esteira. Sullivan, Knowlton e Dobkin (2002) evidenciaram melhores resultados com o treinamento na esteira utilizando velocidades superiores às encontradas no andar hemiplégico no solo. Estes autores consideraram que, o padrão de marcha na esteira praticada em velocidades altas é mais eficiente, porque diminui o consumo de energia, facilitando a ativação dos músculos antigravitacionais e melhorando as respostas cardiovasculares. Além disso, treinar a marcha na esteira em velocidades diferentes pode ser uma experiência importante para o paciente hemiplégico, por conta da exigência que representa responder às variações na velocidade e ajustar o comportamento das passadas. Desta forma, o sistema é exigido e precisa responder de forma flexível, enquanto que, durante a reeducação de marcha no solo com suporte total de peso, o mesmo paciente ajusta a velocidade o que tem sido verificado como um dos maiores problemas do andar hemiplégico, especialmente nas fases iniciais da recuperação e nos casos de comprometimento moderado e severo (HSU; TANG; JAN, 2003). Além das mudanças comportamentais, o andar na esteira em velocidades

superiores poderia ser uma forma para conseguir aumentar a energia cinética da perna parética e, assim, melhorar a propulsão em velocidades mais baixas e realizar o andar mais rápido no solo fixo (DETREMBLEUR; DIERICK; STOQUART; CHANTRAINE; LEJEUNE, 2003).

Embora, o andar na esteira apresente vantagens, outros estudos ainda são necessários para avaliar o padrão de marcha em pacientes hemiplégicos em outros estágios de recuperação e para verificar o comportamento nas duas superfícies. Manning e Pomeroy (2003), em uma revisão sistemática dos resultados de outros estudos clínicos, sugerem que existe pouca evidência sobre a maior efetividade do treinamento na esteira, quando comparada com outros procedimentos fisioterapêuticos em pacientes na fase inicial e na fase crônica da reabilitação. Embora, evidências empíricas (BARBEAU, 2003; BARBEAU; VISINTIN, 2003) começam a ser apresentadas mostrando melhoras na funcionalidade (MILLER, 2000), nas respostas de equilíbrio (MUDGE; ROCHESTER; RECORDON, 2003), nas respostas motoras (VISINTIN; BARBEAU; KORNER-BITENSKY; MAYO, 1998) e de forma específica no torque muscular de grupos musculares como os gastrocnêmios (COELHO; ABRAHÃO; MATTIOLI, 2004).

Em relação ao comportamento destas mudanças ao longo do tempo, ainda existem muitas dúvidas em relação ao fato das habilidades aprendidas na esteira serem mantidas em longo prazo ou transferidas para um contexto variável como o solo. Visintin e Barbeau (1989) consideraram que, os ganhos obtidos com o treinamento na esteira, poderiam ser transferidos para o andar no solo com suporte total de peso. No entanto, Davies (1999) questiona este aspecto, por considerar que as tarefas e os contextos são diferentes, uma vez que durante a marcha “simulada” na esteira são menores as demandas para a propulsão e para as respostas de equilíbrio. Barela (1999) considera que a aquisição de uma determinada habilidade motora e seu refinamento são específicos ao contexto no qual este processo ocorre. Nesta visão, durante o andar na esteira estaria sendo realizado um padrão de movimento de acordo com as

informações sensoriais percebidas e com o conjunto de restrições do indivíduo, do ambiente e da tarefa (BARELA, 1997; NEWELL, 1986). Portanto, para aproveitar as experiências e melhoras obtidas na esteira, pode-se alternar este trabalho como a reeducação do andar no solo, com a finalidade de oferecer ao paciente a possibilidade de perceber as informações sensoriais disponíveis em cada superfície e executar variadas combinações de movimento. Desta forma, o paciente participa ativamente durante o processo de aprendizagem, sendo orientado pelo fisioterapeuta para procurar novos e mais eficientes padrões de movimento.

Tendo em vista os resultados obtidos no presente estudo, outra opção terapêutica é a reeducação do andar no solo com suspensão de peso, com a vantagem de praticar a tarefa de andar em um ambiente com fluxo visual, misturada com outras informações somatosensoriais, que são representativas e mais próximas do contexto real em que o paciente desenvolve as atividades cotidianas, facilitando a transferência do aprendizado. Além disso, o solo oferece a possibilidade do próprio paciente ajustar a velocidade em resposta às demandas da tarefa e do ambiente, o que vai ser um desafio, mas também uma oportunidade para o sistema reagir e ajustar os parâmetros do andar. No solo com suspensão de peso, pode ser enfatizado o trabalho do padrão de marcha como um todo, promovendo respostas mais automáticas, especialmente nos pacientes com maior comprometimento cognitivo, perceptual e sensório-motor. Dependendo do tipo de procedimentos e estímulos utilizados, nos pacientes com menor comprometimento, o treinamento no solo com suspensão de peso, também oferece a possibilidade de melhorar as respostas voluntárias, trabalhando as partes do padrão de andar e promovendo o controle isométrico, concêntrico e excêntrico dos segmentos. Desta forma, a suspensão de peso facilita a transição de uma marcha dependente para um padrão mais independente, automático e funcional. Mas ainda, tendo em vista os conceitos do exercício terapêutico que enfatizam a aprendizagem motora orientada em tarefas funcionais (CARR; SHEPHERD, 1998), a utilização do colete oferece a oportunidade de praticar de forma mais

segura o andar, ao tempo que facilitaria o trabalho simultâneo de outras atividades funcionais como, por exemplo, a ultrapassagem de obstáculos, o alcançar ou a manipulação de objetos de forma simultânea com o andar.

De forma geral, em casos de comprometimentos moderados e severos após o AVC, uma possibilidade terapêutica seria a utilização da esteira durante a fase inicial da reeducação do andar com colete e/ou com suspensão de peso, segundo a necessidade de cada paciente. Este trabalho poderia ser alternado com a reeducação no solo com suspensão de peso, para oferecer as informações mais relevantes para o sistema, aproveitando as experiências prévias do indivíduo e direcionando-o para utilizar a informação mais significativa de cada ambiente. Desta forma, em concordância com os conceitos propostos por Haugen e Mathiowetz (1998) durante a reabilitação, o paciente trabalha em tarefas que têm significado funcional, adquirindo a capacidade de solucionar os problemas e de reconhecer os próprios limites na execução das tarefas motoras.

Embora, persistem muitas dúvidas sobre a forma como poderiam responder os pacientes na fase aguda e subaguda de recuperação neurológica frente às superfícies e à suspensão de peso, portanto, outros estudos precisam ser feitos para definir as características cinemáticas do andar nas duas superfícies e nas diferentes condições de suporte de peso. No mesmo sentido, existem controvérsias sobre diversos aspectos como a quantidade de peso que deve ser retirada, a velocidade da esteira e os estímulos que devem ser utilizados durante a reeducação do andar. Portanto, na clínica deve ser realizada uma avaliação integral dos pacientes para compreender os mecanismos que interferem no andar e determinar as variáveis chaves que devem ser controladas. Todo isto, permitirá definir as estratégias e procedimentos que serão utilizados na reeducação do andar e ajustar os parâmetros que permitam obter um padrão de andar mais funcional. Além disso, devem ser pesquisados os efeitos dos diferentes procedimentos terapêuticos somados aos efeitos das superfícies e da suspensão parcial de

peso, sobre o padrão de andar após o AVC, para conseguir melhores resultados durante o processo de reabilitação após o AVC.

7. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados encontrados no presente estudo pôde-se verificar a diferença entre o padrão de andar na esteira e no solo com suporte total do peso corporal. Especificamente, o andar na esteira foi mais simétrico, com um aumento no número de passadas, na duração da fase de suporte e melhor relacionamento intermembros. Assim mesmo, na esteira melhorou a amplitude articular e os pacientes conseguiram realizar um padrão de movimento com combinações mais complexas de movimento. Desta forma, foi observado que melhoraram movimentos como a extensão do quadril e a flexão plantar durante a propulsão, a flexão do joelho durante o balanço, a extensão do joelho durante o suporte simples e a dorsiflexão durante o toque de calcanhar. Estas diferenças na realização do andar poderiam estar associadas à base móvel da esteira que facilita o deslocamento posterior do membro inferior e a retirada do pé, precisando de uma força menor do que no solo. Isto indica que o déficit para a propulsão no solo é um dos principais problemas no andar hemiplégico com tem sido apontado na literatura, mas ainda, o esforço para compensar este déficit interfere no controle dos movimentos, provocando a liberação de atividade reflexa e o predomínio de movimentos compensatórios anormais, como foi verificado durante o andar no solo com suporte total de peso.

O andar hemiplégico nas duas superfícies com suspensão de peso mostrou que na esteira o padrão apresenta poucas mudanças na organização espaço-temporal, nos ângulos articulares e na coordenação intermembros, quando foram comparadas as condições com colete e com suspensão de 15% de peso versus o andar sem colete. Isto pode sugerir que o andar em uma base móvel com ajuste constante da velocidade, em um ambiente de maior segurança dado pelo colete e o corrimão da esteira e com menor interferência contextual provoca um padrão de andar mais consistente e funcional, quando comparado com o andar no solo sem colete e com colete.

No entanto, as mudanças na organização temporal, nos ângulos articulares e na coordenação intermembros durante o andar na esteira e no solo com 30% de suspensão indicaram que os pacientes crônicos deste estudo não precisavam retirar esta quantidade de peso para realizar um andar mais funcional. Dessa forma, deve ser considerada a importância do processo de avaliação do andar antes de definir a quantidade de peso que deve ser retirada durante os procedimentos de intervenção terapêutica.

A avaliação do andar no solo com 15% de suspensão de peso apontou um padrão mais funcional do que o andar sem colete e com colete nesta superfície. Estes resultados mostram que durante a reeducação do andar pode ser utilizado o treinamento no solo com suspensão parcial de peso, para aproveitar tanto o contexto real da base fixa que oferece informações sensoriais diferentes à esteira, como o efeito facilitador da retirada de peso, que permitem a execução de um melhor padrão de andar.

Desta forma, pode-se sugerir a utilização da esteira e do solo com suspensão parcial de peso como complemento de outros procedimentos fisioterapêuticos na reeducação do andar após o AVC, devido às vantagens tanto das superfícies como da suspensão de peso, as quais permitem trabalhar já seja o padrão como um todo ou as partes do andar de acordo com as necessidades individuais de cada paciente, enfatizando em três aspectos chaves da locomoção:

as passadas, as respostas dinâmicas de equilíbrio e a tomada de peso. No entanto, para melhor definir o andar nestas superfícies e condições de suporte de peso, ainda, precisam ser feitos outros estudos para compreender o comportamento dos pacientes hemiplégicos em outros estágios de recuperação, assim como, o efeito da estimulação periférica sobre o padrão do andar, com a finalidade de estabelecer melhores procedimentos de intervenção terapêutica durante a reabilitação.

REFERÊNCIAS

ADA, L.; DEAN, C.M.; HALL, J.M.; BAMPTON, J.; CROMPTON, S. A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: A placebo-controlled, randomized trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Philadelphia, v. 84, p. 1486-1491, 2003.

ADA, L.; VATTANASILP, W.; O'DWYER, N.J.; CROSBIE, J. Does spasticity contribute to walking dysfunction after stroke? *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, London, v. 64, p. 628-635, 1998.

ALTON, F.; BALDEY, L.; CAPLAN, S.; MORRISEY, M.C. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, London, v. 13, p. 434-440, 1998.

ARSENAULT, A.B. Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. *Ergonomics*, London, v. 29, p. 665-676, 1986.

ARUIN, A.S.; HANKE, T.; CHAUDHURI, G.; HARVEY, R.; RAO, N. Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: The effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *Journal of Rehabilitation research and development*, Baltimore, v.37, p. 65-72, 2000.

BAKHEIT, AM., MAYNARD, V.A., CURNOW, J., HUDSON, N., KODAPALA ,S. The relation between Ashworth scale scores and the excitability of the alpha motor neurones in patients with post-stroke muscle spasticity. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, London, v. 74, p. 646-8, 2003.

BARBEAU, H. Locomotor training in neurorehabilitation: emerging rehabilitation concepts. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, California, v.17, p. 3-11, 2003.

BARBEAU, H.; VISINTIN, M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Baltimore, v. 84, p. 1458-1465, 2003.

BARBEAU, H., LAMONTAGNE, A., LADOUCEUR, M., MERCIER, I., FUNG, J. Optimizing locomotor function with body weight support training and functional electrical stimulation. In: Latash, M.L. & Levin, M.F. (Eds), *Progress in motor control*, USA: Human Kinetics, p. 237-251, 2004.

BARELA, J.A. Perspectiva dos sistemas dinâmicos: teoria e aplicação no estudo de desenvolvimento motor. Em: A.M. Pellegrini (Ed). *Coletânea de Estudos: Comportamento Motor I*, São Paulo: Movimento, p. 11-28, 1997.

BARELA, J.A. Adquisição de habilidades motoras: do inexperiente ao habilidoso. *Motriz*, Rio Claro, v. 5, p. 53-57, 1999.

BARELA, J.A.; WHITALL, J.; BLACK, P.; CLARK, J.E. An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. *Human Movement Science*, New York, v.19, p. 251-273, 2000.

BARELA, J.A.; WHITALL, J.; BLACK, P.; CLARK, J.E. Hemiplegic intralimb coordination: A dynamical systems analysis. *Brazilian Journal of Biomechanics*. São Paulo, v. 3, n.4, p. 5-14, 2002.

BECHER, J.G.; HARLAAR, J.; LANKHORST, G.J.; VOGELAAR, T.W. Measurement of impaired muscle function of the gastrocnemius, soleus, and tibialis anterior muscles in spastic hemiplegia: A preliminar Study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Baltimore, v. 35, p. 314-326, 1998.

BOBATH, B. Adult hemiplegia: Evaluation and treatment. London: William Heineman Medical Books. 1967.

BOBATH, B.; BOBATH, K. Motor development in the different types of cerebral palsy. London: William Heineman Medical Books. 1975.

BOGATAJ, U.; GROS, N.; MALEZIC, M.; KELIH, B.; KLJAJIC, M.; ACIMOVIC, R. Restoration of gait during two to three weeks of therapy with multichannel electrical stimulation. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 69, p. 319-327, 1989.

BOHANNON, R.W. Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. *Archives of physical medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 68, p. 777-781, 1987.

BRANDSTATER, M.E.; DE BRUIN, H.; GOWLAND, C.; CLARK, B.M. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 64, p. 583-587, 1983.

BRUNNSTRÖM, S. Recording gait patterns of adult hemiplegic patients. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 44, p. 11-18, 1964.

BRUNNSTRÖM, S. Reeducción motora en la Hemiplejia. Fundamentos Neurofisiológicos. Editorial JIMS, Barcelona, 1976.

BRUNT, D.; VANDER LINDEN, D.W.; BEHRMAN, A.L. The relation between limb loading and control parameters of gait initiation in persons with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Philadelphia, v. 76, p. 627-634, 1995.

BURDETT, RG., BORELLO-FRANCE, D., BLATCHLY, C., POTTER, C. Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 68, p. 1197-203, 1988.

CARLSSÖ, S.; DAHLLOF, A.G.; HOLM, J. Kinetic analysis of the gait in patients with hemiparesis and in patients with intermittent claudication. *Scandinavian Journal of rehabilitative medicine*, v. 6, p. 166-179, 1974.

CARR, J.H.; SHEPERD, R.B. Neurological rehabilitation: Optimizing motor performance. London: Butterworth- Heinemann Medical, 1998.

CAVALHEIRO, E.A. As doenças do cérebro. *Revista Ciência Hoje*, São Paulo, v. 16, p. 26-33, 1993.

CHEN, C.L., CHEN, H.C., TANG, S.F.T., WU, C.Y., CHENG, P.T., HONG, W.H. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*, Baltimore, v. 82, p. 925-935, 2003.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D.H., ZAJAC, F.E. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait and Posture*, Amsterdam, artigo em impressao, 2004.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D.H., ZAJAC, F.E. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. *Gait and Posture*, Amsterdam, artigo em impressão, 2004.

CHENG, P.T., WU, S.H., LIAW, M.Y., WONG, M.K., TANG, F.T. Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Philadelphia, v. 82, p. 1650-4, 2001.

COELHO, J.L., ABRAHÃO, F. MATTIOLI, R. Aumento do torque muscular após tratamento em esteira com suporte parcial de peso em pacientes com hemiparesia crônica. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, São Carlos, v. 8, p. 137-143, p. 2004.

CORRIVEAU, H., HEBERT, R., RAICHE, M., PRINCE, F. Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Philadelphia, v.85, p. 1095-101, 2004.

CROMPTON, S.; KHEMLANI, M.; BATTY, J.; ADA, L.; DEAN, C.; KATRAK, P. Practical issues in retraining walking in severely disabled patients using treadmill and harness support systems. *Australian Journal of physiotherapy*, Melbourne, v. 47, p. 211-213, 2001.

CUNHA JUNIOR, I.T.; LIM, P.A.; QURESHY, H.; HENSON, H.; MONGA, T.; PROTAS, E. A comparison of regular rehabilitation and regular rehabilitation with supported treadmill ambulation training for acute stroke patients. *Journal of rehabilitation research and development*, Baltimore, v. 38, p. 245-255, 2001.

CUNHA JUNIOR, I.T.; LIM, P.A.; QURESHY, H.; HENSON, H.; MONGA, T.; PROTAS, E. Gait outcomes after acute stroke rehabilitation with supported treadmill ambulation training: A randomized controlled pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 83, p. 1258-65, 2002.

DANIELSSON, A.; SUNNERHAGEN, K.S. Oxygen consumption during treadmill walking with and without body weight support in patients with hemiparesis after stroke and in healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 81, p. 953-957, 2000.

DAVIS, P.M. Weight-Supported treadmill training. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, California, v. 13, p. 167-169, 1999.

DE QUERVAIN, I.A.; SIMON, S.A.; LEURGANS, S.; PEASE, W.S.; McALLISTER, D. Gait pattern in the early recovery period after stroke. *Journal of Bone and Joint Surgery American*, Boston, v. 78, p. 1506-1514, 1996.

DEGANI, A.M. O andar hemiplégico em ambiente aquático. 1990. 141f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Rio Claro, 2000.

DETREMBLEUR, C.; DIERICK, F.; STOQUART, G.; CHANTRAINE, F.; LEJEUNE, T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait and Posture*, Amsterdam, v. 18, p. 47-55, 2003.

DIAMOND, M.F.; OTTENBACHER, K.J. Effect of a tone-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis on stride characteristics of an adult with hemiparesis. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 70, p. 423-430, 1990.

DICKSTEIN, R.; HOCHERMAN, S.; PILLAR, T.; SHAHAM, R. Stroke rehabilitation. Three exercise therapy approaches. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 66, p. 1233-1238, 1986.

DICKSTEIN, R., LAUFER, Y. Light touch and center of mass stability during treadmill locomotion. *Gait and Posture*, Amsterdam, v. 20, p. 41-47, 2004.

DIETZ, V.; WIRZ, M.; JENSEN, L. Locomotion in patients with spinal cord injuries. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 77, n. 5, p. 508-516, 1997.

DIETZ, V.; HARKEMA, S.J. Locomotor activity in spinal cord-injured persons. *Journal of applied physiology*, Bethesda, v. 96, p. 1954-1960, 2004.

DOBKIN, B.H. An overview of treadmill locomotor training with partial body weight support: A neurophysiologically sound approach whose time has come for randomized clinical trials. *Neurorehabilitation and neural repair*, California, v. 13, p. 157-165, 1999.

DOBROVOLNY CL, IVEY FM, ROGERS MA, SORKIN JD, MACKO RF. Reliability of treadmill exercise testing in older patients with chronic hemiparetic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 84, p. 1308-1312, 2003.

DOOD, K.J.; TAYLOR, N.F.; DAMIANO, D.L. A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 83, p. 1157-1164, 2002.

DUNCAN, P.W. Stroke Disability. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 74, n. 5, p. 399-407, 1994.

DUNCAN, P.W.; LAI, S.M. Stroke recovery. *Topics in Stroke Rehabilitation*, USA, v. 4, p. 51-58, 1997.

DUYSENS, J.; VAN DE CROMMERT, H.W.A.A. Neural control of locomotion; Part 1: the central pattern generator from cats to humans. *Gait and Posture*, Amsterdam, v. 7, p. 131-141, 1998.

FAIST, M.; ERTEL, M.; BERGER, W.; DIETZ, V. Impaired modulation of quadriceps tendon jerk reflex during spastic gait: differences between spinal and cerebral lesions. *Brain*, Oxford, v. 122, p. 567-579, 1999.

FINCH, L.; BARBEAU, H.; ARSENAULT, B. Influence of body weight support on normal human gait: Development of a gait retraining strategy. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 71, p. 842-856, 1991.

FREITAS JR, P.B.; BARELA, J.A. Ultrapassagem de obstáculo: coordenação intra e intermembros inferiores. *Revista paranaense de educação física*, Curitiba, v. 1, p. 7-21, 2000.

GOWLAND, C.; TORRESIN, W.; VANHULLENAAR, S.; BEST, L. Therapeutic Exercise for stroke patients. Em: BASMAJIAN JV, WOLF SL. *Therapeutic Exercise*, Baltimore: Williams & Wilkins, p. 207-230, 1990.

GRESHAM, G.E.; KELLY-HAYES, M.; WOLF, P.A.; BEISER, A.S.; KASE, C.S.; D'AGOSTINO, R.B. Survival and functional status 20 or more years after first stroke. *Stroke*, USA, v. 29, p. 793-797, 1998.

GRIFFIN, M.P.; OLNEY, S.J.; McBRIDE, I.D. Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait and posture*, Amsterdam, v. 3, p. 132-142, 1995.

HARBURN, K.L.; HILL, K.M.; KRAMER, J.F.; NOH, S.; VANDERVOORT, A.A.; MATHESON, J.E. An Overhead harness and trolley system for balance and ambulation assessment and training. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 74, p. 220-223, 1993.

HARRIS-LOVE, M.L.; FORRESTER, L.W.; MACKO, R.F.; SILVER, K.H.C.; SMITH, G.V. Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. *Neurorehabilitation and neural repair*, California, v. 15, p. 105-112, 2002.

HARRIS-LOVE, M.L., MACKO, R.F., WHITALL, J., FORRESTER, L.W. Improved hemiparetic muscle activation in treadmill versus overground walking. *Neurorehabilitation and neural repair*, California, v.18, p. 154-60, 2004.

HAUGHEN, J.B.; MATHIOWETZ, V. Contemporary task-oriented approach. In: TROMBLY CA, RADOMSKU MV (ed). *Occupational therapy for physical dysfunction*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1998.

HELLSTRÖM, K. On self-efficacy and balance after stroke. Doctoral thesis, Sweden: Uppsala University, p. 1-61, 2002.

HENDRICKS HT, VAN LIMBEEK J, GEURTS AC, ZWARTS MJ. Motor recovery after stroke: A systematic review of the literature. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 83, p. 1629-37, 2002.

HESSE, S.; BERTELT, C.; SCHAFFRIN, A.; MALEZIC, M.; MAURITZ, K. Restoration of gait in Nonambulatory Hemiparetic Patients by Treadmill training with partial Body-Weight Support. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 75, p. 1087-1093, 1994.

HESSE, S.; JAHNKE, M.T.; BERTELT, C.M.; SCHREINER, C.; LÜCKE, D.; MAURITZ, K.H. Gait outcome in ambulatory hemiparetic patients after a 4-week comprehensive rehabilitation program and prognostic factors. *Stroke*, USA, v. 25, p. 1999-2004, 1994.

HESSE, S.; BERTELT, C.; JAHNKE, M.T.; SCHAFFRIN, A.; BAAKE, P.; MALEZIE, M.; MAURITZ, K.H. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. *Stroke*, USA, v. 26, p. 976-981, 1995.

HESSE, S.; REITER, F.; JAHNKE, M.; DAWSON, M.; SARKODIE-GYAN, T.; MAURITZ, K.H. Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 78, p. 719-724, 1997.

HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support in hemiparetic patients-Further research needed. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, California, v. 13, p. 179-181, 1999.

HESSE, S.; KONRAD, M.; UHLENBROCK, D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 80, p. 421-427, 1999.

HESSE, S.; WERNER, C.; MATTHIAS, K.; STEPHEN, K.; BERTEANU, M. Non-velocity-related effects of a rigid double-stopped ankle-foot orthosis on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subjects with an equinovarus deformity. *Stroke*, USA, v. 30, p. 1855-1861, 1999.

HESSE, S. Locomotor therapy in neurorehabilitation. *Neurorehabilitation*, California, v. 16, p. 133-139, 2001.

HORNBY, T.G., ZEMON, D.H., CAMPBELL, D. Robtic-Assisted, Body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 85, p. 52-66, 2005.

HSU, A.L.; TANG, P.F.; JAN, M.H. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 84, p. 1185-1193, 2003.

JONGBLOED, L.; STACEY, S.; BRIGHTON, C. Stroke rehabilitation: sensorimotor integrative treatment versus functional treatment. *American Journal of Occupational Therapy*, New York, v. 43, p. 391-397, 1989.

JORGENSEN, H.S.; NAKAYAMA, H.; RAASCHOU, H.O.; PEDERSEN, P.M.; HOUTH, J.; OLSEN, T.S. Functional and neurological outcome of stroke and the relation to stroke severity and type, stroke unit treatment, body temperature, age, and other risk factors: The Copenhagen stroke study. *Topics in Stroke Rehabilitation*, USA, v. 6, p. 1-19, 2000.

KERRIGAN, D.C.; DEMING, L.C.; HOLDEN, M.K. Knee recurvatum in gait: a study of associated knee biomechanics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 77, p. 645-50, 1996.

KERRIGAN, D.C., ROTH, R.S., RILEY, P.O. The modelling of adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data. . *Gait and Posture*, Amsterdam, v. 7, p. 117-24, 1998.

KERRIGAN, D.C., FRATES, E.P., ROGAN, S., RILEY, P.O. Hip hiking and circumduction: quantitative definitions. *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*, Baltimore, v. 79, p. 247-52, 2000.

KIM, C.M.; ENG, J.J. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait and Posture*, Amsterdam, in press, 2003.

KIM, C.M.; ENG, J.J. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Physical therapy*, Alexandria, v. 83, p. 49-57, 2003.

KNIKOU M, RYMER WZ. Effects of changes in hip joint angle on H-reflex excitability in humans. *Experimental Brain Research*, New York, v. 143, p. 149-159, 2002.

KNOTT, M.; VOSS, D.E. Proprioceptive neuromuscular facilitation. 2. ed. New York: Harper & Row Pub Inc. 1968.

KNUTSSON, E.; RICHARDS, C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain*, Oxford, v. 102, p. 405-430, 1979.

KUAN, T.S.; TSOU, Y.F.; SU, F.C. Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 80, p. 777-84, 1999.

KWAKKEL, G.; WAGENAAR, R. Effect of duration of upper and lower-extremity rehabilitation sessions and walking speed on recovery of interlimb coordination in hemiplegia gait. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 82, n.5, p. 432-438, 2002.

LANGHAMMER, B.; STANGHELLE, J.K. Bobath or motor relearning programme? A comparison of two different approaches of physiotherapy in stroke rehabilitation: a randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation*, London, v. 14, p. 361-369, 2000.

LANGHAMMER, B.; STANGHELLE, J.K. Bobath or motor relearning programme? A follow-up one and four years post stroke. *Clinical Rehabilitation*, London, v. 17, p. 731-734, 2003.

LAUFER, Y.; DICKSTEIN, R.; CHEFEZ, Y.; MARCOVITZ, E. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: a randomized study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Baltimore, v. 38, n. 1, p. 69-78, 2001.

LAUFER, Y. The effect of walking aids on balance and weight-bearing patterns of patients with hemiparesis in various stance positions. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 83, p. 112-22, 2003.

LEHMANN, J.F.; CONDON, S.M.; PRICE, R.; DELATEUR, B.J. Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 68, p. 763-71, 1987.

LENNON, S.; ASHBURN, A. The Bobath concept in stroke rehabilitation: a focus group study of the experienced physiotherapists' perspective. *Disability and rehabilitation*, London, v. 22, p. 665-674, 2000.

LENNON, S.; BAXTER, D.; ASHBURN, A. Physiotherapy based on the Bobath concept in stroke rehabilitation: a survey within the UK. *Disability and rehabilitation*, London, v. 23, p. 254-262, 2001.

LENNON, S. Gait re-education based on the Bobath concept in two patients with hemiplegia following stroke. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 81, p. 924-35, 2001.

LENNON, S. Physiotherapy practice in stroke rehabilitation: a survey. *Disability and Rehabilitation*, London, v. 25, p. 455-61, 2003.

LISTON, R.; MICKELBOROUGH, J.; HARRIS, B.; HANN, A.W.; TALLIS, R.C. Conventional physiotherapy and treadmill re-training for higher-level gait disorders in cerebrovascular disease. *Age and Ageing*, London, v. 29, p. 311-318, 2000.

LORD, J.P.; HALL, K. Neuromuscular reeducation versus traditional programs for stroke rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 67, p. 88-91, 1986.

MacKAY-LYONS, M. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 82, p. 69-83, 2002.

MACKO, R.F.; DESOUZA, C.A.; TRETTER, L.D.; SILVER, K.H.; SMITH, G.V.; ANDERSON, P.A.; TOMOVASU, N.; GORMAN, P.; DENGEL, D.R. Treadmill aerobic exercise training reduces the energy expenditure and cardiovascular demands of hemiparetic gait in chronic stroke patients. *Stroke*, USA, v. 28. P.326-330, 1997.

MALOUIN, F.; POTVIN, M.; PREVOST, J.; RICHARDS, C.; WOOD-DAUPHINEE, S. Use of an intensive task-oriented gait training program in a series of patients with acute cerebrovascular accidents. *Physical Therapy*, Alexandria, v.72, p.781-793, 1992.

MALOUIN, F.; RICHARDS, C.L.; McFADYEN, B.; DOYON, J. Nouvelles perspectives en réadaptation motrice après un accident vasculaire cérébral. *Medicine Sciences*, Montrouge, v. 19, p. 994-998, 2003.

MANING, C.D., POMEROY, V.M. Effectiveness of treadmill retraining on gait of hemiparetic stroke patients. *Physiotherapy*, London, v. 89, p. 337-349, 2003.

MATSAS, A.; TAYLOR, N.; McBURNEY, H. Knee joint kinematics from familiarized treadmill walking can be generalized to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait and posture*, Amsterdam, v. 11, p. 46-53, 2000.

MAURITZ, K.H. Gait training in hemiplegia. *European Journal of Neurology*, Basel, v. 9, p. 53-61, 2002.

MERCIER, C.; BOURBONNAIS, D.; BILODEAU, S.; LEMAY, J.F.; CROSS, P. Description of a new motor re-education programme for the paretic lower limb aimed at improving the mobility of stroke patients. *Clinical Rehabilitation*, London, v. 13, p. 199-206, 1999.

MILLER, E.W. Body Weight supported treadmill and overground training in a patient post cerebrovascular accident. *NeuroRehabilitation*, California, v.16, p. 155-163, 2001.

MILLER, E.W.; QUINN, E.; SEDDON, P.G. Body weight support treadmill and overground ambulation training for two patients with chronic disability secondary to stroke. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 82, p. 53-61, 2002.

MORITA, S.; YAMAMOTO, H.; FURUYA, K. Gait analysis of hemiplegic patients by measurement of ground reaction force. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Stockholm, v. 27, p. 37-42, 1995.

MUDGE, S.; ROCHESTER, L.; RECORDON, A. The effect of treadmill training on gait, balance and trunk control in a hemiplegic subject: a single system design. *Disability and rehabilitation*, London, v. 25, p. 1000-1007, 2003.

MULROY, S.; GRONLEY, J.; WEISS, W.; NEWSAM, C.; PERRY, J. Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait and Posture*, Amsterdam, v. 18, p. 114-25, 2003

MURRAY, M.P.; SPURR, G.B.; SEPIC, S.B.; GARDNER, G.M.; MOLLINGER, L.A. Treadmill vs. Floor Walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v. 59, p.87-91, 1985.

NADEAU, S.; ARSEANAULT, A.B.; GRAVEL, D.; BOURBONNAIS, D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *American Journal of physical medicine and rehabilitation*, Baltimore, v. 78, p. 123-130, 1999.

NAKAMURA, R.; HANDA, T.; WATANABE, S.; MOROHASHI, T. Walking cycle after stroke. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine*, Sendai, v. 154, p.241-4, 1988.

NEWELL, K.M. Constraints on the development of coordination. In: M.G. Wade & H.T.A. Whiting (Eds). *Motor development in children: Aspects of coordination and control*, Boston Martinus Nijhoff, p. 341-360, 1986.

NIELSEN, J.B., SINKJAER, T. Afferent feedback in the control of human gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, New York, v. 12, p. 213-7, 2002.

NILSSON, L.; CARLSSON, J.; DANIELSSON, A.; FUGL-MEYER, A.; HELLSTRÖM, K.; KRISTENSEN, L.; SJÖLUND, B.; SUNNERHAGEN, K.S.; GRIMBY, G. Walking training

of patients with hemiparesis at an early stage after stroke: a comparison of walking training on a treadmill with body weight support and walking training on the ground. *Clinical Rehabilitation*, London, v. 15, p. 515-527, 2001.

NORMAN, K.E., PEPIN, A., LADOUCEUR, M., BARBEAU, H. A treadmill apparatus and harness support for evaluation and rehabilitation of gait. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, Philadelphia, v. 76, p. 772-778, 1995.

NYBERG, L.; GUSTAFSON, Y. Fall prediction index for patients in stroke rehabilitation. *Stroke*, USA, v. 28, p. 716-721, 1997.

NYBERG, L.; GUSTAFSON, Y. Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. *Stroke*, USA, v. 26, p. 838-842, 1995.

NYBERG, L.; GUSTAFSON, Y. Using the duntton index to predict those prone to falls in stroke rehabilitation. *Stroke*, USA, v. 27, p. 1821-1824, 1996.

O'SULLIVAN, S.B. Acidente Vascular Cerebral. Em: O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. (eds): *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. São Paulo: Manole, p. 225-250, 1993.

OLNEY, S.J.; GRIFFIN, M.P.; MONGA, T.N.; MCBRIDE, I.D. Work and power in gait of stroke patients. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, Philadelphia, v. 7, p.309-14, 1991.

OLNEY, S.J.; GRIFFIN, M.P.; MCBRIDE, I.D. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: A regression approach. *Physical Therapy*, Alexandria, v.74, p. 872-885, 1994.

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

OLNEY, S.J.; GRIFFIN, M.P.; MCBRIDE, I.D. Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 78, p. 814-828, 1998.

ÖZGIRGIN, N.; BÖLÜKBASI, N.; BEYAZOVA, M.; ORKUM, S. Kinematic gait analysis in hemiplegic patients. *Scandinavian Journal of rehabilitation Medicine*, Stockholm, v. 25, p. 51-55, 1993.

PAI, Y.C.; ROGERS, M.W.; HEDMAN, L.D.; HANKE, T.A. Alterations in weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 74, p. 647-57, 1994.

PEAT, M.; DUBO, H.I.C.; WINTER, D.A.; QUANBURY, A.O.; STEINKE, T.; GRAHAME, R. Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Baltimore, v. 57, p. 421-425, 1976.

PERRY, J.; GIOVAN, P.; HARRIS, L.J.; MONTGOMERY, J.; AZARIA, M. The determinants of muscle action in the hemiparetic lower extremity (and their effect on the examination procedure). *Clinical Orthopaedics and related research*, Philadelphia, v. 131, p. 71-89, 1978.

PERRY, J.; MONTGOMERY, J. Gait of the stroke patient and orthotic indications. In: BRANDSTATER, H.E.; BASMAJIAN, J.V. (eds): *Stroke Rehabilitation*. Baltimore: Williams & Wilkins, p. 246-282, 1986.

PERRY, J.; GARRETT, M.; GRONLEY, J.K.; MULROY, S.J. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*, USA, v. 26, p. 982-989, 1995.

POHL, M.; MEHRHOLZ, J.; RITSCHER, C.; RÜCKRIEM, S. Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients. *Stroke*, USA, v. 33, p. 553-558, 2002.

POLLOCK, A.S.; DURWARD, B.R.; ROWE, P.J.; PAUL, J.P. The effect of independent practice of motor tasks by stroke patients: a pilot randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, London, v. 16, p. 473-80, 2002.

POTEMPA, K.; LOPEZ, M.; BRAUN, L.T.; SZIDON, P.; FOGG, L.; TINCKNELL, T. Physiological outcomes of aerobic exercise training in hemiparetic stroke patients. *Stroke*, USA, v. 26, p. 101-105, 1995.

RICHARDS, C.; OLNEY, S. Hemiparetic gait following stroke. Part II: Recovery and Physical Therapy. *Gait and Posture*, Amsterdam, v. 4, p. 149-162, 1996.

RICHARDS, C.L.; MALOUIN, F.; WOOD-DAUPHINEE, S.; WILLIAMS, J.I.; BOUCHARD, J.P.; BRUNET, D. Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 74, p. 612-620, 1993.

RICHARDS, J.D.; PRAMANIK, A.; SYKES, L.; POMEROY, V.M. A comparison of knee kinematic characteristics of stroke patients and age-matched healthy volunteers. *Clinical Rehabilitation*, London, v. 17, p. 565-571, 2003.

RIVERA, J.; CAMARGO, D.; AGUIRRE, C.; CAMARGO, N.; CASTRO, M.; CHIQUILLO, M.; MANTILLA, M.; NIÑO, E.; NOVOA, A.; QUINTERO, S. Sistema de evaluación para medir la capacidad funcional en la realización de las actividades básicas cotidianas en individuos con deficiencias neurológicas, neuromusculares y osteomusculares. *Revista Salud UIS*, Bucaramanga, v. 29, n. 1, p. 23-31, 1998.

ROOD, M. The use of sensory receptors to activate, facilitate and inhibit motor response, autonomic and somatic, in development sequence. In: Satterly C (ed): *Approaches to the treatment of patients with neuromuscular dysfunction*. Dubuque: Wm C Brown, 1962.

ROTH, E.J.; MERBITZ, C.; MROCZEK, K.; DUGAN, S.A.; SUH, W.W. Hemiplegic gait. Relationships between walking speed and other temporal parameters. *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*, Baltimore, v. 76, p. 128-33, 1997.

RYERSON, S.D. Hemiplegia. Em: UMPHRED, D.A. *Neurological Rehabilitation*, USA: Mosby, p. 741-786, 1994.

SCHAUER, M.; MAURITZ, K.H. Musical motor feedback (MMF) in walking hemiparetic stroke patients: randomized trials of gait improvement. *Clinical Rehabilitation*, London, v. 17, p. 713-22, 2003.

SEIF-NARAGHI, A.H.; HERMAN, R.M. A Novel Method for Locomotion Training. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*. Aspen, v. 14, n. 2, p. 146-156, 1999.

SILER, W.L., JORGENSEN; A.L., NORRIS; R.A. Grasping the handrails during treadmill walking does not alter sagittal plane kinematics of walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 78, p. 393-8, 1997.

SKILBECK, C.E.; WADE, D.T.; HEWER, L.; WOOD, V.A. Recovery after stroke. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, London, v. 46, p. 5-8, 1983.

SMITH, G.V.; MACKO, R.F.; SILVER, K.H.C.; GOLDBERG, A.P. Treadmill aerobic exercise improves quadriceps strength in patients with chronic hemiparesis following stroke: A preliminary report. *Journal of Neurological Rehabilitation*, New York, v. 12, p. 111-117, 1998.

STRATHY, G.M.; CHÃO, E.Y.; LAUGHMAN, R.K. Changes in knee function associated with treadmill ambulation. *Journal of biomechanics*, Elmsford, v. 16, p. 517-522, 1983.

SULLIVAN, K.J.; KNOWLTON, B.J.; DOBKIN, B.H. Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery. *Archives of physical medicine rehabilitation*, Philadelphia, v. 83, p. 683-691, 2002.

SULLIVAN, P.; MARKOS, P.; MINOR, M. *An Integrated Approach to Therapeutic Exercise, Theory and Clinical Application*, Reston Publishing Company, VA., 1990.

TELLINI, G.G.; SAAD, M. Análise observacional da marcha. Em: SAAD, M. (ed): *Análise de marcha*: manual do CAMO-SBMFR. São Paulo: Lemos-editorial, p. 37-46, 1997.

TEXEIRA-SALMELA, L.F.; OLIVEIRA, E.S.; SANTANA, E.G.; RESENDE, G.P. Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. *Acta Fisiátrica*, São Paulo, v. 7, p. 108-118, 2000.

THERLKELD, A.J.; COOPER, L.D.; MONGER, B.P.; CRAVEN, A.N. HAUPT, H.G. Temporospatial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. *Gait and posture*, Amsterdam, v. 17, p. 235-245, 2003.

TITIANOVA, E.B.; PITKÄNEN, K.; PÄÄKKÖNEN, A.; SIVENIUS, J.; TARKKA, I.M. Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke. *American Journal of physical medicine and rehabilitation*, Baltimore, v. 82, p. 778-786, 2003.

TITIANOVA, E.B.; TARKKA, I.M. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Baltimore, v. 32, p. 236-244, 1995.

TRUEBLOOD PR, WALKER JM, PERRY J, GRONLEY JK. Pelvic exercise and gait in hemiplegia. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 69, p. 18-26, 1989.

TURNBULL, G.I.; WALL, J.C. Long-term changes in hemiplegic gait. *Gait and Posture*, Amsterdam, v. 3, p. 258-261, 1995.

TWITCHELL, T.E. La Recuperación de la función motora después de la hemiplejía en el hombre. En: BRUNNSTROM S. *Reeducación motora en la Hemiplejía. Fundamentos Neurofisiológicos*, Barcelona: JIMS, p. 193-5, 1976.

VAN de CROMMERT, H.W.A.A.; MULDER, T.; DUYSSENS, J. Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. *Gait and Posture*, Amsterdam, v. 7, p. 251-263, 1998.

VISINTIN, M., BARBEAU, H. The effects of body weight support on the locomotor pattern of spastic paretic patients. *Canadian Journal of Neurological Sciences*, Calgary, v. 16, p. 315-325, 1989.

VISINTIN, M.; BARBEU, H.; KORNER-BITENSKY, N.; MAYO, N.E. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*, USA, v. 29. P. 1122-1128, 1998.

VON SCHROEDER, H.P.; COUTTS, R.D.; LYDEN, P.D.; BILLINGS, E. Gait parameters following stroke: A practical Assessment. *Journal of rehabilitation Research and development*, Baltimore, v. 32, p. 25-31, 1995.

WAAGFJÖRD, J.; LEVANGIE, P.; CERTO, C.M.E. Effect of treadmill training on gait in a hemiparetic patient. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 70, n. 9, p. 549-560, 1990.

WADE D, WOOD V, HELLER A, MAGGS J, HEWER RL. Walking after stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Stockholm, v. 19, p. 25-30, 1987.

WADE DT. Measurement in Neurological Rehabilitation. New York: Oxford University Press, 1992.

WADE, D.T.; De JONG, B.A. Recent advances in rehabilitation. *British Medical Journal*, London, v. 320, p. 1385-1388, 2000.

WALL, J.C.; TURNBULL, G.I. Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, Philadelphia, v. 67, p. 550-3, 1986.

WANG, R.Y. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on the gait of patients with hemiplegia of long and short duration. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 74, p. 1108-1115, 1994.

WATERS, R.L.; MULROY, S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait and Posture*, Amsterdam, v.9, p. 207-31, 1999.

WERNER, C.; BARDELEBEN, A.; MAURITZ, K.H.; KIRKER, S.; HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support and physiotherapy in stroke patients: a preliminary comparison. *European Journal of Neurology*, Basel, v. 9, p. 639-44, 2002.

WERNIG, A.; MÜLLER, S. Laufband locomotion with body weight support improved walking in persons with severe spinal cord injuries. *Paraplegia*, Harlow, v. 30, p. 229-238, 1992.

WILLIAMS R. Incidence and characteristics of total stroke in the united states. *BMC Neurology*, London, v. 1, n. 1, p. 1-3, 2001.

WINSTEIN, C.J.; POHL, P.S.; CARDINALE, C.; GREEN, A.; SCHOLTZ, L.; WATERS, C.S. Learning a partial-weight-bearing skill: effectiveness of two forms of feedback. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 76, p. 985-93, 1996.

WINTER DA. Biomechanics and motor control of human movement. USA: A Wiley-Interscience publication, 1990.

WITTE, U.S., CARLSSON, J.Y. Self-selected walking speed in patients with hemiparesis after stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Stockholm, v. 29, p. 161-5, 1997.

WOOLLEY, S.M. Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*. USA, v. 7, p. 1-18, 2001.

ZEHR, E.P., DUYSSENS, J. Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *Neuroscientist*. Baltimore, v. 10, p. 347-61, 2004.

ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Rio Claro
Seção Técnica Acadêmica
Comitê de Ética em Pesquisa



Rio Claro, 12 de maio de 2004.

Ofício CEP 77/2004

Prezado Senhor,

Informo que em reunião realizada em 11.5.04, o Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro (CEP-IB-UNESP), aprovou o projeto de pesquisa intitulado "O andar de pacientes hemiplégicos no solo e na esteira com carga total e parcial de peso", sob sua responsabilidade, protocolo 1735, datado de 17/03/04.

Sendo o que se apresenta para o momento, reitero meus protestos de consideração e coloco-me à disposição para eventuais esclarecimentos.

Atenciosamente,

Prof. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavalari
Coordenadora do Comitê

Ilmo Sr.
Prof. Dr. José Angelo Barela
DD. Docente do Departamento de Educação Física - IB
UNESP - CRC

Instituto de Biociências
Avenida 24-A, nº 1515 - CEP: 13506-900 - Rio Claro - S.P. - Brasil
tel. (19) 3526-4100 - fax (19) 3524-0008 - <http://www.ib.unesp.br>

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto: O Andar de Pacientes Hemiplégicos no Solo e na Esteira com Carga Total e Parcial de Peso.

Declaração: Eu declaro que tenho mais que 18 anos e aceito participar no projeto de pesquisa conduzido pela mestrandia Maria Solange Patiño Segura sob a orientação do Prof. Dr. José Angelo Barela no Laboratório para Estudos do Movimento (LEM) - Departamento de Educação Física - Instituto de Biociências - UNESP/RC.

Objetivo: Eu entendo que o objetivo deste projeto é analisar a cinemática do padrão da marcha em pacientes hemiparéticos no solo fixo e na esteira, com descarga parcial de 10%, 20% e 30% do peso corporal.

Procedimentos: Os procedimentos deste projeto requerem uma visita ao LEM e andar em uma passarela fixada ao solo e em uma esteira sob duas condições: com todo peso corporal e com descarga de 10%, 20% e 30% de peso corporal.

Riscos: Eu entendo que não corro risco algum decorrente da participação neste projeto.

Confidencialidade: Eu entendo que todas as informações coletadas no estudo são confidenciais e que meu nome não será divulgado em momento algum. Ainda, toda e qualquer informação será utilizada para fins acadêmicos.

Benefícios: Eu entendo que o desenvolvimento deste projeto e minha participação não me proporcionará qualquer benefício, sendo que este projeto busca apenas analisar a cinemática do padrão da marcha em pacientes hemiparéticos no solo fixo e na esteira, com descarga parcial de 10%, 20% e 30% do peso corporal.

Liberdade para interromper a participação: Eu entendo que a qualquer momento posso pedir para interromper a minha participação na realização do experimento. Eu também entendo que, se assim eu desejar, o responsável pelo estudo irá fornecer os resultados da minha participação em outra oportunidade.

Identificação do responsável pelo estudo:
Fisioterapeuta/Mestranda Maria Solange Patiño Segura
Laboratório para Estudos do Movimento
Depto de Educação Física - IB - UNESP/RC
Av: 24-A, 1515 - Bela Vista
Rio Claro - SP CEP: 13505-900
Fone: (19) 526-4160 Ramal 45

Identificação do orientador do estudo:
Prof. Dr. JOSÉ ANGELO BARELA
Laboratório para Estudos do Movimento
Depto de Educação Física - IB - UNESP/RC
Av: 24-A, 1515 - Bela Vista
Rio Claro - SP CEP: 13505-900
Fone: (19) 526-4108

Nome do participante: _____

Nome do familiar ou Responsável: _____

Endereço: _____ **Cidade/Estado:** _____

CEP: _____ **Telefone:(____) _____**

RG: _____ **CPF:** _____

assinatura do participante ou responsável

assinatura do responsável pelo estudo

Data: _____

APÊNDICE B – FICHA DE COLETA.**FICHA DE COLETA**

Data da Coleta: ____ / ____ / ____

Experimentador: _____ Operadores (ajudantes): _____

Dados do Participante Grupo: _____

Nome: _____ Pasta (iniciais): _____

Data de Nascimento: ____ / ____ / ____ Idade (anos): _____ Gênero: _____

Massa (kg): _____ Estatura (m): _____ Realiza fisioterapia: SI _____ NO _____

Frequência FT _____ Evolução AVC _____ Lado afetado _____

Suspensão de peso: 15% _____ **kg** 30% _____ **kg****Dados do Experimento**Distância das marcas do lado DIREITO (m):
met – tor: ____ / tor – joel: ____ / joel – qua: ____Distância das marcas do lado ESQUERDO (m):
met – tor: ____ / tor – joel: ____ / joel – qua: ____

Distância da Câmera (m): _____ Área de Filmagem (m): _____

Altura da Câmera (m): _____ Shutter Speed: _____ Iluminação (w): _____

Frequência de Coleta (Hz): _____ Duração da Coleta: _____ Velocidade da esteira _____ m/s

Informações sobre as tentativas:

| <i>Tentativa</i> | <i>Condição</i> | <i>comentários</i> |
|------------------|-----------------|--------------------|
| 001s | SC | |
| 002s | SC | |
| 003s | SC | |
| 004s | SC | |
| 005s | <u>SC</u> | |
| 006s | SC | |
| 007s | <u>CC</u> | |
| 008s | <u>CC</u> | |
| 009s | CC | |
| 010s | CC | |
| 011s | CC | |
| 012s | CC | |
| 013s | 15% | |
| 014s | 15% | |
| 015s | 15% | |
| 016s | <u>15%</u> | |
| 017s | 15% | |
| 018s | <u>15%</u> | |
| 019s | 30% | |
| 020s | 30% | |
| 021s | 30% | |
| 022s | 30% | |
| 023s | 30% | |
| 024s | 30% | |
| | | |
| | | |
| | | |

| | | |
|-------------|------------|--|
| | | |
| | | |
| | | |
| | | |
| 025E | CC | |
| 026E | CC | |
| 027E | CC | |
| | | |
| 028E | 15% | |
| 029E | 15% | |
| 030E | 15% | |
| | | |
| 031E | 30% | |
| 032E | 30% | |
| 033E | 30% | |
| | | |
| 034E | CC | |
| 035E | CC | |
| 036E | CC | |
| | | |
| 037E | 15% | |
| 038E | 15% | |
| 039E | 15% | |
| | | |
| 040E | 30% | |
| 041E | 30% | |
| 042E | 30% | |

APÊNDICE C - MÉDIA E DESVIO PADRÃO DAS VARIÁVEIS DESCRITIVAS NO SOLO E NA ESTEIRA PARA A PERNA PARÉTICA E NÃO PARÉTICA.

Perna parética

| Superfície: SOLO | | Duração do ciclo (s) | | | | | | | | | | | |
|-------------------------|---------------------|-----------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|------------|--------------|-----------|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 1.54 | 1.46 | 1.67 | 1.54 | 1.94 | 1.55 | 1.45 | 1.99 | 1.70 | 1.80 | 1.66 | 0.19 |
| com colete | | 1.48 | 1.48 | 1.57 | 1.57 | 1.91 | 1.60 | 1.57 | 1.84 | 1.80 | 1.90 | 1.67 | 0.17 |
| 15% | | 1.40 | 1.70 | 1.70 | 1.60 | 1.70 | 1.80 | 1.50 | 1.60 | 1.65 | 1.75 | 1.64 | 0.12 |
| 30% | | 1.32 | 1.89 | 1.63 | 1.88 | 1.81 | 1.68 | 1.68 | 1.52 | 1.90 | 1.85 | 1.72 | 0.19 |

| Perna não parética | | Duração do ciclo (s) | | | | | | | | | | | |
|---------------------------|---------------------|-----------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|------------|--------------|-----------|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 1.56 | 1.48 | 1.61 | 1.61 | 1.89 | 1.42 | 1.43 | 1.87 | 1.38 | 1.30 | 1.56 | 0.20 |
| com colete | | 1.45 | 1.43 | 1.51 | 1.56 | 1.84 | 1.65 | 1.54 | 1.82 | 1.60 | 1.50 | 1.59 | 0.14 |
| 15% | | 1.50 | 1.60 | 1.70 | 1.77 | 1.70 | 1.70 | 1.50 | 1.60 | 1.50 | 1.70 | 1.63 | 0.10 |
| 30% | | 1.43 | 1.90 | 1.67 | 1.85 | 1.73 | 1.57 | 1.64 | 1.43 | 1.70 | 1.70 | 1.66 | 0.16 |

| Perna parética | | Comprimento da passada (m) | | | | | | | | | | | |
|-----------------------|---------------------|-----------------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|------------|--------------|-----------|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.86 | 0.94 | 0.70 | 0.90 | 0.81 | 0.54 | 0.97 | 0.44 | 0.65 | 0.78 | 0.76 | 0.18 |
| com colete | | 0.85 | 0.84 | 0.76 | 0.83 | 0.74 | 0.53 | 1.03 | 0.47 | 0.60 | 0.68 | 0.73 | 0.17 |
| 15% | | 0.90 | 1.00 | 0.80 | 0.85 | 0.60 | 0.50 | 1.00 | 0.40 | 0.55 | 0.57 | 0.72 | 0.22 |
| 30% | | 0.96 | 0.50 | 0.66 | 0.79 | 0.45 | 0.64 | 1.09 | 0.40 | 0.50 | 0.52 | 0.65 | 0.23 |

| Perna não parética | | Comprimento da passada (m) | | | | | | | | | | | |
|---------------------------|---------------------|-----------------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|------------|--------------|-----------|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.86 | 0.94 | 0.74 | 0.95 | 0.81 | 0.51 | 1.00 | 0.44 | 0.70 | 0.80 | 0.77 | 0.18 |
| com colete | | 0.88 | 0.89 | 0.74 | 0.80 | 0.57 | 0.47 | 0.95 | 0.40 | 0.63 | 0.74 | 0.71 | 0.18 |
| 15% | | 0.90 | 1.00 | 0.70 | 0.78 | 0.50 | 0.30 | 0.90 | 0.40 | 0.60 | 0.60 | 0.67 | 0.23 |
| 30% | | 0.85 | 0.76 | 0.62 | 0.68 | 0.37 | 0.33 | 0.94 | 0.39 | 0.57 | 0.57 | 0.61 | 0.21 |

| Perna parética | | Frequência da passada (passadas/s) | | | | | | | | | | | |
|-----------------------|---------------------|---|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|------------|--------------|-----------|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.65 | 0.68 | 0.60 | 0.65 | 0.52 | 0.65 | 0.69 | 0.58 | 0.65 | 0.63 | 0.63 | 0.05 |
| com colete | | 0.67 | 0.68 | 0.64 | 0.64 | 0.52 | 0.63 | 0.63 | 0.54 | 0.66 | 0.60 | 0.62 | 0.05 |
| 15% | | 0.70 | 0.60 | 0.60 | 0.63 | 0.60 | 0.60 | 0.70 | 0.60 | 0.63 | 0.63 | 0.63 | 0.05 |
| 30% | | 0.76 | 0.53 | 0.61 | 0.53 | 0.55 | 0.60 | 0.60 | 0.66 | 0.63 | 0.57 | 0.60 | 0.08 |

| Perna não parética | | Frequência da passada (passadas/s) | | | | | | | | | | | |
|---------------------------|---------------------|---|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|------------|--------------|-----------|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.64 | 0.68 | 0.60 | 0.63 | 0.53 | 0.70 | 0.70 | 0.54 | 0.64 | 0.64 | 0.63 | 0.06 |
| com colete | | 0.69 | 0.70 | 0.67 | 0.65 | 0.54 | 0.61 | 0.65 | 0.55 | 0.69 | 0.61 | 0.64 | 0.06 |
| 15% | | 0.70 | 0.60 | 0.60 | 0.57 | 0.60 | 0.60 | 0.70 | 0.60 | 0.63 | 0.62 | 0.62 | 0.05 |
| 30% | | 0.70 | 0.53 | 0.60 | 0.54 | 0.58 | 0.64 | 0.61 | 0.75 | 0.61 | 0.59 | 0.62 | 0.08 |

| Perna parética | | Velocidade (m/s) | | | | | | | | | | | |
|-----------------------|---------------------|-------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|------------|--------------|-----------|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.56 | 0.67 | 0.39 | 0.58 | 0.42 | 0.35 | 0.67 | 0.26 | 0.54 | 0.50 | 0.49 | 0.15 |
| com colete | | 0.58 | 0.56 | 0.48 | 0.53 | 0.39 | 0.33 | 0.65 | 0.26 | 0.54 | 0.48 | 0.47 | 0.14 |
| 15% | | 0.70 | 0.60 | 0.50 | 0.53 | 0.40 | 0.30 | 0.70 | 0.30 | 0.60 | 0.48 | 0.50 | 0.16 |
| 30% | | 0.74 | 0.26 | 0.40 | 0.42 | 0.25 | 0.38 | 0.65 | 0.26 | 0.47 | 0.43 | 0.42 | 0.18 |

| Perna não parética | | Velocidade (m/s) | | | | | | | | | | | |
|---------------------------|---------------------|-------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|------------|--------------|-----------|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.55 | 0.64 | 0.45 | 0.60 | 0.43 | 0.36 | 0.70 | 0.24 | 0.55 | 0.52 | 0.49 | 0.16 |
| com colete | | 0.61 | 0.62 | 0.49 | 0.51 | 0.31 | 0.29 | 0.62 | 0.22 | 0.57 | 0.43 | 0.46 | 0.16 |
| 15% | | 0.60 | 0.60 | 0.40 | 0.44 | 0.30 | 0.20 | 0.60 | 0.30 | 0.53 | 0.39 | 0.43 | 0.16 |
| 30% | | 0.60 | 0.40 | 0.38 | 0.37 | 0.21 | 0.21 | 0.57 | 0.27 | 0.46 | 0.34 | 0.38 | 0.15 |

| Superfície: ESTEIRA | | | | | | | | | | | | | |
|----------------------------|---------------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|------------|---|-----------|
| Perna parética | | | | | | | | | | | | Duração do ciclo (s) | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 1.09 | 1.67 | 1.28 | 1.98 | 1.43 | 1.23 | 1.65 | 1.41 | 1.51 | 1.43 | 1.47 | 0.25 |
| com colete | | 1.06 | 1.39 | 1.18 | 1.99 | 1.34 | 1.41 | 1.52 | 1.39 | 1.41 | 1.42 | 1.41 | 0.24 |
| 0.15 | | 1.10 | 1.90 | 1.20 | 2.00 | 1.40 | 1.10 | 1.82 | 1.30 | 1.55 | 1.41 | 1.48 | 0.33 |
| 0.30 | | 1.03 | 1.94 | 1.22 | 1.79 | 1.42 | 1.32 | 1.86 | 1.28 | 1.49 | 1.47 | 1.48 | 0.30 |
| Perna não parética | | | | | | | | | | | | Duração do ciclo (s) | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 1.12 | 1.67 | 1.18 | 2.13 | 1.43 | 1.26 | 1.66 | 1.37 | 1.53 | 1.43 | 1.48 | 0.29 |
| com colete | | 1.18 | 1.59 | 1.13 | 2.13 | 1.28 | 1.31 | 1.57 | 1.37 | 1.51 | 1.38 | 1.45 | 0.29 |
| 0.15 | | 1.10 | 1.60 | 1.20 | 2.00 | 1.40 | 1.30 | 1.76 | 1.40 | 1.48 | 1.47 | 1.47 | 0.26 |
| 0.30 | | 1.04 | 1.80 | 1.20 | 1.94 | 1.50 | 1.37 | 1.80 | 1.40 | 1.50 | 1.52 | 1.51 | 0.28 |
| Perna parética | | | | | | | | | | | | Comprimento da passada (m) | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.60 | 0.64 | 0.44 | 0.71 | 0.47 | 0.38 | 0.52 | 0.68 | 0.60 | 0.51 | 0.55 | 0.11 |
| com colete | | 0.52 | 0.54 | 0.41 | 0.72 | 0.45 | 0.46 | 0.39 | 0.73 | 0.55 | 0.51 | 0.53 | 0.12 |
| 0.15 | | 0.60 | 0.75 | 0.45 | 0.69 | 0.45 | 0.30 | 0.55 | 0.30 | 0.62 | 0.40 | 0.51 | 0.16 |
| 0.30 | | 0.54 | 0.65 | 0.41 | 0.54 | 0.42 | 0.37 | 0.55 | 0.31 | 0.53 | 0.41 | 0.47 | 0.10 |
| Perna não parética | | | | | | | | | | | | Comprimento da passada (m) | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.67 | 0.56 | 0.35 | 0.77 | 0.42 | 0.44 | 0.36 | 0.33 | 0.59 | 0.39 | 0.49 | 0.15 |
| com colete | | 0.73 | 0.55 | 0.36 | 0.71 | 0.33 | 0.43 | 0.36 | 0.30 | 0.59 | 0.36 | 0.47 | 0.16 |
| 0.15 | | 0.60 | 0.60 | 0.45 | 0.74 | 0.45 | 0.45 | 0.39 | 0.30 | 0.60 | 0.40 | 0.50 | 0.13 |
| 0.30 | | 0.67 | 0.57 | 0.24 | 0.63 | 0.43 | 0.42 | 0.28 | 0.20 | 0.53 | 0.33 | 0.43 | 0.17 |
| Perna parética | | | | | | | | | | | | Frequência da passada (passadas/s) | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.92 | 0.60 | 0.77 | 0.50 | 0.70 | 0.81 | 0.60 | 0.71 | 0.70 | 0.70 | 0.70 | 0.12 |
| com colete | | 0.94 | 0.73 | 0.84 | 0.50 | 0.74 | 0.72 | 0.66 | 0.72 | 0.75 | 0.71 | 0.73 | 0.11 |
| 0.15 | | 0.90 | 0.50 | 0.80 | 0.50 | 0.70 | 0.90 | 0.54 | 0.80 | 0.68 | 0.74 | 0.71 | 0.15 |
| 0.30 | | 0.97 | 0.51 | 0.81 | 0.56 | 0.70 | 0.76 | 0.54 | 0.79 | 0.71 | 0.70 | 0.71 | 0.14 |
| Perna não parética | | | | | | | | | | | | Frequência da passada (passadas/s) | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.89 | 0.59 | 0.84 | 0.47 | 0.69 | 0.80 | 0.60 | 0.73 | 0.70 | 0.71 | 0.70 | 0.12 |
| com colete | | 0.85 | 0.62 | 0.88 | 0.47 | 0.78 | 0.77 | 0.63 | 0.73 | 0.71 | 0.73 | 0.72 | 0.12 |
| 0.15 | | 0.90 | 0.60 | 0.80 | 0.49 | 0.70 | 0.80 | 0.56 | 0.70 | 0.70 | 0.69 | 0.69 | 0.12 |
| 0.30 | | 0.95 | 0.55 | 0.83 | 0.52 | 0.66 | 0.73 | 0.55 | 0.72 | 0.71 | 0.66 | 0.69 | 0.13 |
| Perna parética | | | | | | | | | | | | Velocidade (m/s) | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.55 | 0.38 | 0.34 | 0.36 | 0.33 | 0.31 | 0.32 | 0.48 | 0.41 | 0.36 | 0.38 | 0.08 |
| com colete | | 0.49 | 0.39 | 0.34 | 0.36 | 0.34 | 0.33 | 0.26 | 0.53 | 0.40 | 0.36 | 0.38 | 0.08 |
| 0.15 | | 0.55 | 0.39 | 0.38 | 0.35 | 0.32 | 0.27 | 0.30 | 0.23 | 0.42 | 0.28 | 0.35 | 0.09 |
| 0.30 | | 0.53 | 0.34 | 0.33 | 0.30 | 0.30 | 0.28 | 0.30 | 0.24 | 0.37 | 0.28 | 0.33 | 0.08 |
| Perna não parética | | | | | | | | | | | | Velocidade (m/s) | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 0.60 | 0.34 | 0.30 | 0.36 | 0.29 | 0.35 | 0.22 | 0.34 | 0.40 | 0.30 | 0.35 | 0.10 |
| com colete | | 0.62 | 0.35 | 0.32 | 0.33 | 0.26 | 0.33 | 0.23 | 0.32 | 0.40 | 0.28 | 0.34 | 0.11 |
| 0.15 | | 0.55 | 0.38 | 0.38 | 0.37 | 0.32 | 0.35 | 0.22 | 0.21 | 0.42 | 0.28 | 0.35 | 0.10 |
| 0.30 | | 0.64 | 0.32 | 0.20 | 0.32 | 0.29 | 0.31 | 0.16 | 0.14 | 0.37 | 0.22 | 0.30 | 0.14 |

APÊNDICE D- MÉDIA E DESVIO PADRÃO DAS VARIÁVEIS TEMPORAIS NO SOLO E NA ESTEIRA PARA A PERNA PARÉTICA E NÃO PARÉTICA.

| Superfície: SOLO | | Perna parética | | | | | Fase de Suporte (FS) | | | | | | | |
|---------------------------|---------------------|-------------------------------------|------------|------------|------------|------------|-----------------------------|-----------|------------|-----------|------------|--------------|-----------|--|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 65.00 | 66.52 | 75.47 | 64.65 | 68.80 | 64.38 | 62.39 | 74.59 | 67.91 | 67.54 | 67.73 | 4.30 | |
| com colete | | 66.00 | 68.01 | 73.41 | 68.48 | 70.92 | 66.71 | 64.89 | 85.52 | 68.98 | 72.01 | 70.49 | 5.92 | |
| 15% | | 64.40 | 72.84 | 69.83 | 63.84 | 67.49 | 69.77 | 69.16 | 71.46 | 67.73 | 69.47 | 68.60 | 2.84 | |
| 30% | | 63.26 | 73.54 | 68.66 | 68.21 | 72.89 | 56.72 | 63.28 | 61.64 | 68.42 | 63.63 | 66.03 | 5.25 | |
| Perna não parética | | Fase de Suporte (FS) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 68.20 | 74.09 | 72.48 | 71.68 | 77.69 | 81.20 | 75.83 | 84.56 | 71.61 | 79.82 | 75.72 | 5.07 | |
| com colete | | 70.00 | 75.88 | 72.79 | 73.22 | 79.54 | 86.16 | 79.22 | 86.61 | 72.97 | 82.88 | 77.93 | 5.89 | |
| 15% | | 68.30 | 69.11 | 74.01 | 70.60 | 78.77 | 87.83 | 76.12 | 80.75 | 70.51 | 80.87 | 75.69 | 6.35 | |
| 30% | | 70.38 | 75.96 | 76.05 | 74.25 | 78.86 | 83.76 | 78.41 | 77.47 | 74.16 | 79.63 | 76.89 | 3.65 | |
| Perna parética | | Primeiro Duplo Suporte (DS1) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 14.50 | 16.72 | 23.87 | 14.58 | 22.08 | 24.00 | 17.98 | 35.67 | 17.42 | 24.93 | 21.18 | 6.43 | |
| com colete | | 19.00 | 21.21 | 23.31 | 17.96 | 22.47 | 26.70 | 20.13 | 25.09 | 20.37 | 23.60 | 21.98 | 2.75 | |
| 15% | | 15.30 | 18.99 | 19.56 | 15.52 | 20.45 | 20.27 | 21.09 | 34.79 | 17.34 | 24.15 | 20.75 | 5.60 | |
| 30% | | 14.74 | 28.93 | 25.51 | 20.90 | 28.22 | 17.08 | 17.01 | 23.82 | 22.52 | 21.53 | 22.03 | 4.78 | |
| Perna não parética | | Primeiro Duplo Suporte (DS1) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 17.40 | 19.16 | 20.76 | 21.10 | 26.92 | 31.58 | 24.93 | 21.29 | 19.61 | 26.18 | 22.89 | 4.37 | |
| com colete | | 19.00 | 20.20 | 21.32 | 23.79 | 18.83 | 36.02 | 29.25 | 25.34 | 21.08 | 27.36 | 24.22 | 5.44 | |
| 15% | | 17.20 | 16.38 | 24.33 | 22.20 | 20.11 | 21.92 | 22.95 | 17.48 | 20.03 | 20.62 | 20.32 | 2.64 | |
| 30% | | 17.80 | 19.83 | 21.24 | 18.19 | 23.06 | 18.72 | 24.25 | 23.33 | 19.27 | 22.34 | 20.80 | 2.34 | |
| Perna parética | | Segundo Duplo Suporte (DS2) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 17.80 | 18.21 | 23.66 | 23.77 | 26.57 | 21.61 | 21.58 | 20.95 | 20.86 | 22.68 | 21.77 | 2.61 | |
| com colete | | 18.00 | 20.92 | 22.94 | 23.33 | 27.56 | 23.31 | 22.34 | 36.62 | 21.30 | 27.46 | 24.38 | 5.16 | |
| 15% | | 16.60 | 21.57 | 20.88 | 22.11 | 25.79 | 27.87 | 16.07 | 19.94 | 20.29 | 22.42 | 21.35 | 3.62 | |
| 30% | | 13.46 | 23.45 | 17.95 | 18.86 | 24.04 | 16.80 | 21.28 | 19.11 | 18.43 | 20.31 | 19.37 | 3.12 | |
| Perna não parética | | Segundo Duplo Suporte (DS2) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 18.90 | 20.54 | 21.40 | 13.66 | 18.46 | 16.79 | 15.97 | 43.94 | 18.63 | 23.79 | 21.21 | 8.48 | |
| com colete | | 16.00 | 22.99 | 22.05 | 12.63 | 20.44 | 18.04 | 17.89 | 36.29 | 18.42 | 23.17 | 20.79 | 6.36 | |
| 15% | | 18.70 | 16.31 | 19.27 | 10.61 | 21.83 | 30.10 | 16.94 | 28.66 | 16.22 | 24.38 | 20.30 | 6.02 | |
| 30% | | 16.38 | 23.68 | 26.89 | 14.78 | 20.48 | 21.23 | 17.52 | 21.56 | 20.43 | 20.20 | 20.32 | 3.51 | |
| Perna parética | | Suporte Simples (SS) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 32.80 | 31.59 | 27.94 | 26.30 | 20.06 | 17.43 | 23.72 | 17.97 | 29.66 | 19.80 | 24.73 | 5.73 | |
| com colete | | 30.00 | 25.88 | 27.16 | 27.19 | 20.89 | 16.70 | 22.41 | 23.81 | 27.56 | 20.95 | 24.26 | 4.03 | |
| 15% | | 32.50 | 32.29 | 29.40 | 26.21 | 21.25 | 21.63 | 35.34 | 16.73 | 30.10 | 23.74 | 26.92 | 5.98 | |
| 30% | | 35.06 | 21.15 | 25.20 | 28.45 | 20.63 | 22.84 | 24.99 | 18.72 | 27.47 | 21.80 | 24.63 | 4.79 | |
| Perna não parética | | Suporte Simples (SS) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 34.10 | 34.40 | 30.31 | 36.92 | 32.32 | 32.82 | 39.94 | 19.33 | 33.93 | 31.10 | 32.52 | 5.41 | |
| com colete | | 35.00 | 32.69 | 29.42 | 36.79 | 40.28 | 32.09 | 32.09 | 24.98 | 33.48 | 32.36 | 32.92 | 4.09 | |
| 15% | | 32.40 | 36.42 | 30.41 | 37.79 | 36.82 | 35.81 | 36.23 | 34.62 | 34.26 | 35.87 | 35.06 | 2.22 | |
| 30% | | 36.20 | 32.51 | 27.93 | 41.28 | 35.32 | 43.81 | 36.65 | 32.58 | 34.48 | 37.09 | 35.79 | 4.49 | |
| Perna parética | | Fase de Balanço (FB) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 35.00 | 33.48 | 24.53 | 35.35 | 31.30 | 35.62 | 36.71 | 25.41 | 32.09 | 32.26 | 32.18 | 4.18 | |
| com colete | | 34.00 | 31.99 | 26.59 | 31.52 | 29.08 | 33.29 | 35.11 | 14.48 | 31.03 | 27.99 | 29.51 | 5.92 | |
| 15% | | 35.60 | 27.16 | 30.17 | 36.16 | 32.51 | 30.23 | 30.84 | 28.54 | 32.27 | 30.53 | 31.40 | 2.84 | |
| 30% | | 36.74 | 26.46 | 31.34 | 31.79 | 27.11 | 43.28 | 36.72 | 38.36 | 31.58 | 36.37 | 33.98 | 5.25 | |
| Perna não parética | | Fase de Balanço (FB) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 29.50 | 25.91 | 27.52 | 28.32 | 22.31 | 18.80 | 24.17 | 15.44 | 27.81 | 20.18 | 24.00 | 4.68 | |
| com colete | | 30.00 | 24.12 | 27.21 | 26.78 | 20.46 | 13.84 | 20.78 | 13.39 | 25.03 | 17.12 | 22.07 | 5.89 | |
| 15% | | 16.38 | 30.89 | 25.99 | 29.40 | 21.23 | 12.17 | 23.88 | 19.25 | 25.67 | 19.13 | 22.40 | 5.87 | |
| 30% | | 29.62 | 26.46 | 23.95 | 25.75 | 21.14 | 16.24 | 21.59 | 22.53 | 26.45 | 20.38 | 23.41 | 3.84 | |

| Superfície: ESTEIRA | | Perna parética | | | | | Fase de Suporte (FS) | | | | | | | |
|----------------------------|---------------------|-------------------------------------|-------|-------|-------|-------|-----------------------------|-------|-------|-------|-------|--------------|-----------|--|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 70.54 | 77.53 | 76.75 | 72.51 | 73.95 | 68.55 | 71.81 | 68.49 | 74.33 | 70.70 | 72.52 | 3.13 | |
| com colete | | 68.16 | 76.92 | 77.09 | 76.25 | 73.45 | 69.97 | 70.66 | 66.02 | 74.61 | 70.03 | 72.32 | 3.89 | |
| 15% | | 70.77 | 79.30 | 78.60 | 75.74 | 72.50 | 63.70 | 70.07 | 70.40 | 76.10 | 69.17 | 72.64 | 4.81 | |
| 30% | | 68.66 | 76.85 | 71.35 | 64.75 | 65.26 | 62.88 | 68.34 | 71.73 | 70.40 | 67.05 | 68.73 | 4.08 | |
| Perna não parética | | Fase de Suporte (FS) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 74.74 | 76.05 | 76.55 | 78.94 | 78.29 | 77.41 | 79.25 | 78.46 | 76.57 | 78.35 | 77.46 | 1.45 | |
| com colete | | 76.00 | 75.57 | 75.85 | 79.14 | 73.48 | 77.00 | 78.90 | 79.37 | 76.64 | 77.19 | 76.91 | 1.85 | |
| 15% | | 73.90 | 74.30 | 72.50 | 80.20 | 75.10 | 72.00 | 78.26 | 73.50 | 75.23 | 74.72 | 74.97 | 2.52 | |
| 30% | | 72.92 | 75.05 | 69.59 | 75.96 | 73.29 | 71.95 | 78.44 | 71.34 | 73.38 | 73.76 | 73.57 | 2.49 | |
| Perna parética | | Primeiro Duplo Suporte (DS1) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 16.25 | 23.54 | 25.40 | 21.82 | 20.92 | 24.34 | 23.75 | 21.98 | 21.75 | 22.75 | 22.25 | 2.51 | |
| com colete | | 16.15 | 16.72 | 24.33 | 27.65 | 19.08 | 25.62 | 21.65 | 19.21 | 21.21 | 21.39 | 21.30 | 3.73 | |
| 15% | | 17.31 | 20.50 | 21.50 | 25.22 | 18.90 | 19.80 | 21.88 | 20.30 | 21.13 | 20.22 | 20.68 | 2.07 | |
| 30% | | 15.64 | 21.84 | 20.51 | 15.42 | 12.87 | 13.00 | 18.58 | 21.89 | 18.35 | 16.59 | 17.47 | 3.32 | |
| Perna não parética | | Primeiro Duplo Suporte (DS1) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 23.79 | 27.24 | 23.00 | 22.68 | 23.29 | 22.02 | 25.13 | 20.71 | 24.18 | 22.79 | 23.48 | 1.78 | |
| com colete | | 21.57 | 26.32 | 24.14 | 23.17 | 21.31 | 25.15 | 25.35 | 21.81 | 23.80 | 23.41 | 23.60 | 1.70 | |
| 15% | | 23.57 | 27.80 | 22.00 | 25.45 | 21.00 | 18.80 | 25.58 | 21.10 | 24.71 | 21.62 | 23.16 | 2.72 | |
| 30% | | 20.72 | 29.46 | 20.75 | 19.79 | 24.38 | 18.76 | 23.73 | 21.11 | 22.68 | 22.00 | 22.34 | 3.04 | |
| Perna parética | | Segundo Duplo Suporte (DS2) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 24.89 | 26.54 | 27.15 | 24.09 | 26.15 | 23.02 | 25.21 | 25.59 | 25.67 | 24.99 | 25.33 | 1.19 | |
| com colete | | 20.49 | 28.21 | 26.63 | 20.95 | 26.96 | 24.65 | 24.70 | 22.42 | 24.07 | 24.68 | 24.38 | 2.53 | |
| 15% | | 24.74 | 26.20 | 27.00 | 27.88 | 20.20 | 19.30 | 24.02 | 25.40 | 26.46 | 22.23 | 24.34 | 2.90 | |
| 30% | | 23.81 | 24.47 | 22.24 | 15.62 | 20.76 | 21.83 | 22.75 | 16.76 | 21.54 | 20.53 | 21.03 | 2.84 | |
| Perna não parética | | Segundo Duplo Suporte (DS2) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 19.31 | 26.22 | 23.03 | 30.50 | 20.55 | 18.57 | 22.31 | 23.14 | 24.77 | 21.14 | 22.95 | 3.54 | |
| com colete | | 19.63 | 24.78 | 23.60 | 29.94 | 15.66 | 26.68 | 20.36 | 23.95 | 24.49 | 21.66 | 23.08 | 3.98 | |
| 15% | | 20.34 | 25.40 | 22.00 | 26.99 | 19.30 | 17.20 | 21.12 | 17.60 | 23.68 | 18.81 | 21.24 | 3.28 | |
| 30% | | 15.48 | 23.37 | 18.91 | 21.74 | 14.11 | 14.61 | 19.07 | 12.78 | 19.88 | 15.14 | 17.51 | 3.56 | |
| Perna parética | | Suporte Simples (SS) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 29.39 | 27.45 | 24.13 | 26.61 | 26.88 | 21.19 | 22.85 | 21.26 | 26.90 | 23.05 | 24.97 | 2.84 | |
| com colete | | 31.41 | 31.99 | 26.14 | 27.65 | 27.41 | 19.40 | 24.32 | 24.39 | 29.30 | 23.88 | 26.59 | 3.81 | |
| 15% | | 28.72 | 32.60 | 30.20 | 22.65 | 27.20 | 24.70 | 24.00 | 24.80 | 28.54 | 25.18 | 26.86 | 3.13 | |
| 30% | | 29.20 | 30.52 | 28.59 | 33.70 | 28.60 | 28.17 | 28.50 | 33.07 | 30.50 | 29.59 | 30.04 | 1.94 | |
| Perna não parética | | Suporte Simples (SS) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 31.64 | 22.60 | 30.52 | 25.76 | 34.45 | 36.82 | 31.80 | 34.60 | 27.63 | 34.42 | 31.02 | 4.49 | |
| com colete | | 34.72 | 24.48 | 28.11 | 26.03 | 36.51 | 25.17 | 33.19 | 33.61 | 28.34 | 32.12 | 30.23 | 4.32 | |
| 15% | | 29.95 | 21.20 | 28.50 | 27.75 | 36.40 | 36.00 | 31.56 | 34.80 | 26.85 | 34.69 | 30.77 | 4.87 | |
| 30% | | 36.72 | 22.21 | 29.92 | 34.43 | 34.80 | 38.58 | 35.63 | 37.45 | 30.82 | 36.62 | 33.72 | 4.89 | |
| Perna parética | | Fase de Balanço (FB) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 29.45 | 22.47 | 23.31 | 27.49 | 26.05 | 31.45 | 28.19 | 21.54 | 25.68 | 26.81 | 26.24 | 3.13 | |
| com colete | | 31.83 | 23.08 | 22.91 | 23.75 | 26.55 | 30.33 | 29.34 | 33.98 | 25.39 | 30.05 | 27.72 | 3.92 | |
| 15% | | 29.22 | 20.70 | 21.40 | 24.26 | 27.50 | 36.30 | 30.10 | 29.60 | 23.90 | 30.88 | 27.39 | 4.83 | |
| 30% | | 31.34 | 23.15 | 28.65 | 35.24 | 35.63 | 36.98 | 30.15 | 28.26 | 29.60 | 32.76 | 31.18 | 4.16 | |
| Perna não parética | | Fase de Balanço (FB) | | | | | | | | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | |
| sem colete | | 25.25 | 23.95 | 23.45 | 21.06 | 21.71 | 22.59 | 20.75 | 21.54 | 23.43 | 21.65 | 22.54 | 1.45 | |
| com colete | | 24.07 | 24.43 | 24.15 | 20.86 | 26.52 | 23.00 | 21.10 | 20.63 | 23.38 | 22.81 | 23.10 | 1.85 | |
| 15% | | 26.13 | 25.70 | 27.50 | 19.80 | 24.90 | 28.00 | 21.74 | 26.50 | 24.78 | 25.29 | 25.03 | 2.52 | |
| 30% | | 27.07 | 24.94 | 30.40 | 24.03 | 26.70 | 28.04 | 21.56 | 28.65 | 26.61 | 26.24 | 26.42 | 2.48 | |

APÊNDICE E- MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES NO SOLO E NA ESTEIRA PARA A PERNA PARÉTICA E NÃO PARÉTICA.

| Superfície: SOLO | | Perna parética | | | | | FLEXÃO DO QUADRIL | | | | | |
|-----------------------|-------|---------------------|-------|-------|-------|-------|-------------------|-------|-------|-------|-------|------|
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| Sem colete | 26.29 | 24.66 | 18.90 | 25.72 | 25.79 | 26.03 | 27.65 | 15.46 | 23.89 | 23.73 | 23.81 | 3.77 |
| com colete | 27.73 | 26.13 | 21.11 | 29.03 | 26.96 | 23.90 | 21.72 | 19.06 | 26.00 | 22.91 | 24.46 | 3.22 |
| 15% | 28.47 | 24.66 | 25.98 | 30.16 | 25.98 | 25.78 | 25.47 | 20.12 | 27.32 | 24.34 | 25.83 | 2.67 |
| 30% | 35.42 | 26.13 | 26.66 | 34.14 | 28.17 | 33.50 | 22.40 | 25.87 | 30.59 | 27.49 | 29.04 | 4.22 |
| Perna não parética | | FLEXÃO DO QUADRIL | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 23.12 | 24.31 | 28.59 | 24.23 | 29.45 | 33.80 | 29.09 | 23.77 | 28.56 | 27.69 | 27.26 | 3.36 |
| com colete | 22.23 | 23.01 | 27.74 | 23.69 | 27.39 | 32.61 | 28.53 | 21.24 | 24.17 | 27.44 | 25.81 | 3.52 |
| 15% | 20.44 | 19.19 | 25.89 | 21.63 | 25.22 | 26.15 | 29.49 | 24.70 | 21.79 | 26.39 | 24.09 | 3.20 |
| 30% | 19.67 | 17.74 | 20.20 | 21.27 | 18.70 | 24.11 | 25.19 | 31.63 | 19.72 | 24.91 | 22.31 | 4.19 |
| Perna parética | | EXTENSÃO DO QUADRIL | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 5.18 | 4.65 | 6.12 | 2.35 | 1.25 | 2.97 | 6.87 | 1.39 | 4.58 | 3.12 | 3.85 | 1.93 |
| com colete | 6.81 | 6.28 | 8.96 | 5.36 | 5.83 | 2.90 | 8.52 | 8.98 | 6.85 | 6.56 | 6.71 | 1.85 |
| 15% | 8.32 | 12.71 | 5.24 | 8.34 | 4.79 | 10.58 | 7.88 | 6.65 | 8.65 | 7.48 | 8.06 | 2.34 |
| 30% | 8.65 | 11.07 | 6.35 | 7.75 | 5.86 | 14.74 | 7.04 | 9.73 | 9.56 | 9.34 | 9.01 | 2.59 |
| Perna não parética | | EXTENSÃO DO QUADRIL | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 19.70 | 7.50 | 8.96 | 13.64 | 1.64 | 0.74 | 5.64 | 9.05 | 12.45 | 4.27 | 8.36 | 5.79 |
| com colete | 22.01 | 12.43 | 15.85 | 12.54 | 5.00 | 12.67 | 16.56 | 13.34 | 15.71 | 11.89 | 13.80 | 4.33 |
| 15% | 12.64 | 19.19 | 5.24 | 4.67 | 9.83 | 7.68 | 14.90 | 7.09 | 10.44 | 9.88 | 10.16 | 4.48 |
| 30% | 12.82 | 19.74 | 4.35 | 3.54 | 13.24 | 8.42 | 9.49 | 4.25 | 10.11 | 8.85 | 9.48 | 4.96 |
| Perna parética | | FLEXÃO DO JOELHO | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 33.71 | 31.87 | 34.27 | 35.76 | 18.59 | 17.04 | 28.45 | 25.99 | 23.30 | 22.52 | 27.15 | 6.71 |
| com colete | 24.63 | 26.37 | 26.92 | 30.08 | 15.34 | 12.54 | 17.97 | 27.44 | 19.20 | 18.32 | 21.88 | 5.93 |
| 15% | 28.50 | 30.87 | 27.28 | 31.63 | 24.96 | 24.91 | 25.47 | 31.24 | 29.57 | 26.65 | 28.11 | 2.63 |
| 30% | 39.72 | 25.47 | 36.02 | 40.73 | 32.70 | 38.87 | 38.89 | 30.64 | 30.56 | 35.28 | 34.89 | 4.96 |
| Perna não parética | | FLEXÃO DO JOELHO | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 66.04 | 67.06 | 49.90 | 61.31 | 65.70 | 48.63 | 59.59 | 49.38 | 61.08 | 55.83 | 58.45 | 7.14 |
| com colete | 64.08 | 57.21 | 52.91 | 58.13 | 60.11 | 51.25 | 54.73 | 54.46 | 58.08 | 55.14 | 56.61 | 3.74 |
| 15% | 49.19 | 72.27 | 49.70 | 62.61 | 69.54 | 64.01 | 62.89 | 50.60 | 58.44 | 61.76 | 60.10 | 8.09 |
| 30% | 54.98 | 67.96 | 47.18 | 64.23 | 74.75 | 58.26 | 64.08 | 50.39 | 58.59 | 61.87 | 60.23 | 8.20 |
| Perna parética | | EXTENSÃO DO JOELHO | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 5.51 | 1.60 | 3.82 | 3.39 | -5.07 | -6.85 | -5.42 | -5.63 | -5.53 | -6.50 | -2.07 | 4.97 |
| com colete | 6.84 | 0.40 | 2.84 | 0.73 | -4.57 | -6.77 | -4.11 | -4.18 | -4.15 | -2.15 | -1.51 | 4.16 |
| 15% | 8.66 | 0.50 | 3.95 | 2.16 | 1.08 | 2.72 | 4.63 | 1.66 | 3.15 | 2.52 | 3.10 | 2.32 |
| 30% | 9.19 | 4.02 | 8.59 | 8.95 | 5.83 | 6.95 | 9.26 | 2.45 | 5.86 | 6.12 | 6.72 | 2.32 |
| Perna não parética | | EXTENSÃO DO JOELHO | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 4.39 | 0.44 | 8.35 | 2.96 | 6.05 | 14.76 | 7.86 | 10.28 | 4.04 | 9.74 | 6.89 | 4.17 |
| com colete | 4.80 | 0.80 | 6.44 | 5.96 | 9.96 | 17.37 | 5.32 | 6.45 | 4.50 | 9.78 | 7.14 | 4.45 |
| 15% | 10.41 | 9.13 | 14.60 | 10.96 | 17.74 | 14.51 | 12.06 | 9.45 | 11.28 | 13.44 | 12.36 | 2.70 |
| 30% | 12.11 | 5.32 | 7.49 | 14.16 | 11.36 | 18.39 | 7.78 | 8.30 | 9.77 | 11.46 | 10.61 | 3.78 |
| Perna parética | | DORSIFLEXÃO | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 0.80 | -5.21 | -5.98 | -7.44 | -8.24 | -7.30 | -7.22 | -7.06 | -7.25 | -7.94 | -6.28 | 2.64 |
| com colete | 5.95 | -4.65 | -4.03 | -5.55 | -7.11 | -5.24 | -5.10 | -5.26 | -5.02 | -5.40 | -4.14 | 3.63 |
| 15% | 11.06 | 6.70 | 8.56 | 10.73 | 4.94 | 8.91 | 14.09 | 7.37 | 9.26 | 8.83 | 9.05 | 2.54 |
| 30% | 10.59 | 11.26 | 9.78 | 10.78 | 5.49 | 6.43 | 12.29 | 9.71 | 10.60 | 8.48 | 9.54 | 2.15 |
| Perna não parética | | DORSIFLEXÃO | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 5.12 | 4.23 | 5.19 | 4.33 | 2.31 | 1.24 | 2.55 | 2.97 | 4.72 | 2.27 | 3.49 | 1.39 |
| com colete | 5.27 | 5.76 | 5.74 | 4.31 | 3.48 | 2.86 | 1.58 | 2.28 | 5.27 | 2.55 | 3.91 | 1.56 |
| 15% | 6.71 | 6.07 | 6.77 | 5.50 | 4.98 | 3.78 | 3.74 | 3.20 | 5.80 | 3.93 | 5.05 | 1.31 |
| 30% | 9.03 | 9.52 | 8.61 | 8.48 | 8.60 | 6.96 | 8.19 | 6.79 | 8.91 | 7.64 | 8.27 | 0.89 |
| Perna parética | | PLANTIFLEXÃO | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 9.37 | 3.38 | 9.69 | 5.41 | 6.50 | 5.76 | 5.38 | 4.21 | 6.96 | 5.46 | 6.21 | 2.02 |
| com colete | 9.68 | 8.53 | 6.77 | 10.35 | 5.25 | 10.18 | 17.83 | 8.52 | 8.83 | 10.45 | 9.64 | 3.32 |
| 15% | 11.21 | 4.19 | 8.31 | 6.28 | 5.68 | 9.77 | 10.79 | 11.81 | 7.50 | 9.51 | 8.51 | 2.55 |
| 30% | 10.71 | 13.90 | 7.97 | 10.64 | 4.86 | 8.64 | 13.44 | 9.04 | 10.81 | 9.00 | 9.90 | 2.64 |
| Perna não parética | | PLANTIFLEXÃO | | | | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | 9.23 | 9.22 | 12.63 | 13.17 | 12.34 | 9.04 | 14.15 | 9.97 | 11.06 | 11.38 | 11.22 | 1.82 |
| com colete | 7.44 | 12.49 | 9.40 | 18.58 | 6.61 | 7.86 | 12.11 | 8.36 | 11.98 | 8.74 | 10.36 | 3.56 |
| 15% | 13.13 | 17.91 | 13.82 | 20.98 | 12.68 | 14.22 | 12.26 | 9.19 | 16.46 | 12.09 | 14.27 | 3.36 |
| 30% | 12.60 | 16.20 | 13.50 | 11.60 | 10.01 | 13.50 | 11.80 | 9.02 | 14.50 | 11.05 | 12.38 | 2.14 |

| Superfície: ESTEIRA | | | | | | | | | | | | | Perna parética | | | | FLEXÃO DO QUADRIL | | | |
|-----------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|---------------------|--|--|--|-------------------|--|--|--|
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 18.10 | 22.80 | 23.70 | 22.60 | 18.60 | 19.01 | 17.31 | 19.02 | 21.80 | 18.49 | 20.14 | 2.32 | | | | | | | | |
| com colete | 22.70 | 21.10 | 22.30 | 20.60 | 17.20 | 22.30 | 17.96 | 22.20 | 21.68 | 19.92 | 20.80 | 1.91 | | | | | | | | |
| 15% | 19.00 | 23.00 | 20.60 | 22.60 | 17.90 | 25.17 | 22.60 | 25.17 | 21.30 | 22.71 | 22.01 | 2.37 | | | | | | | | |
| 30% | 26.08 | 22.44 | 19.51 | 22.12 | 22.52 | 24.15 | 20.62 | 28.35 | 22.54 | 23.91 | 23.22 | 2.56 | | | | | | | | |
| Perna não parética | | | | | | | | | | | | | FLEXÃO DO QUADRIL | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 18.70 | 23.70 | 23.70 | 20.70 | 30.40 | 21.24 | 30.26 | 21.24 | 21.70 | 25.79 | 23.74 | 3.98 | | | | | | | | |
| com colete | 20.30 | 23.40 | 23.40 | 23.80 | 32.40 | 19.60 | 32.64 | 19.70 | 22.73 | 26.09 | 24.41 | 4.74 | | | | | | | | |
| 15% | 26.00 | 17.10 | 16.90 | 22.50 | 34.00 | 14.09 | 27.07 | 14.65 | 20.63 | 22.45 | 21.54 | 6.26 | | | | | | | | |
| 30% | 20.17 | 16.46 | 16.48 | 18.73 | 32.54 | 15.38 | 24.59 | 15.12 | 17.96 | 21.91 | 19.93 | 5.35 | | | | | | | | |
| Perna parética | | | | | | | | | | | | | EXTENSÃO DO QUADRIL | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 9.81 | 18.98 | 15.01 | 15.19 | 10.20 | 10.53 | 17.16 | 10.53 | 14.75 | 12.11 | 13.43 | 3.23 | | | | | | | | |
| com colete | 5.73 | 17.43 | 6.37 | 18.50 | 11.60 | 5.09 | 13.65 | 5.08 | 12.01 | 8.86 | 10.43 | 5.02 | | | | | | | | |
| 15% | 5.99 | 16.52 | 0.63 | 18.00 | 9.68 | 8.11 | 3.18 | 8.12 | 10.29 | 7.27 | 8.78 | 5.34 | | | | | | | | |
| 30% | 2.01 | 9.01 | 4.70 | 4.03 | 3.59 | 12.73 | 1.39 | 16.50 | 4.94 | 8.55 | 6.75 | 4.89 | | | | | | | | |
| Perna não parética | | | | | | | | | | | | | EXTENSÃO DO QUADRIL | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 10.38 | 14.65 | 14.50 | 23.64 | 11.40 | 9.13 | 12.72 | 9.13 | 15.79 | 10.60 | 13.19 | 4.36 | | | | | | | | |
| com colete | 11.10 | 16.18 | 16.20 | 21.00 | 3.04 | 8.15 | 7.91 | 8.16 | 16.12 | 6.82 | 11.47 | 5.62 | | | | | | | | |
| 15% | 4.15 | 19.69 | 19.70 | 15.26 | 8.94 | 7.70 | 5.87 | 7.70 | 14.70 | 7.55 | 11.13 | 5.72 | | | | | | | | |
| 30% | 4.40 | 17.32 | 17.31 | 3.50 | 9.93 | 6.88 | 3.16 | 6.88 | 10.63 | 6.71 | 8.67 | 5.17 | | | | | | | | |
| Perna parética | | | | | | | | | | | | | FLEXÃO DO JOELHO | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 44.20 | 37.30 | 47.90 | 34.09 | 18.60 | 20.92 | 28.46 | 20.92 | 40.87 | 22.23 | 31.55 | 10.77 | | | | | | | | |
| com colete | 45.45 | 36.50 | 45.80 | 31.43 | 21.90 | 22.84 | 29.49 | 22.84 | 39.80 | 24.27 | 32.03 | 9.36 | | | | | | | | |
| 15% | 42.73 | 37.70 | 39.60 | 38.81 | 26.30 | 42.06 | 36.71 | 42.06 | 39.71 | 36.78 | 38.25 | 4.73 | | | | | | | | |
| 30% | 48.28 | 37.59 | 35.51 | 35.81 | 30.69 | 40.29 | 33.60 | 37.67 | 39.30 | 35.56 | 37.43 | 4.71 | | | | | | | | |
| Perna não parética | | | | | | | | | | | | | FLEXÃO DO JOELHO | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 48.03 | 60.70 | 60.70 | 52.45 | 63.70 | 54.02 | 61.88 | 54.02 | 55.47 | 58.41 | 56.94 | 4.94 | | | | | | | | |
| com colete | 49.24 | 59.50 | 59.40 | 55.29 | 62.30 | 51.54 | 64.73 | 51.54 | 55.86 | 57.53 | 56.69 | 4.98 | | | | | | | | |
| 15% | 57.88 | 55.70 | 55.60 | 52.91 | 63.50 | 41.59 | 56.79 | 41.60 | 55.52 | 50.87 | 53.20 | 6.94 | | | | | | | | |
| 30% | 48.49 | 57.26 | 56.69 | 44.53 | 58.60 | 46.33 | 54.38 | 46.33 | 51.74 | 51.41 | 51.58 | 5.05 | | | | | | | | |
| Perna parética | | | | | | | | | | | | | EXTENSÃO DO JOELHO | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 2.46 | 1.10 | 6.85 | 0.65 | 0.42 | 7.95 | 0.10 | 8.01 | 2.77 | 4.12 | 3.44 | 3.13 | | | | | | | | |
| com colete | 8.95 | 1.68 | 3.64 | 2.55 | 1.65 | 6.23 | 3.47 | 6.25 | 4.21 | 4.40 | 4.30 | 2.29 | | | | | | | | |
| 15% | 6.82 | 0.20 | 5.06 | 0.94 | 4.60 | 12.82 | 8.85 | 12.80 | 3.26 | 9.77 | 6.51 | 4.51 | | | | | | | | |
| 30% | 12.77 | 1.01 | 8.24 | 20.16 | 15.70 | 13.24 | 10.17 | 16.38 | 10.55 | 13.87 | 12.21 | 5.22 | | | | | | | | |
| Perna não parética | | | | | | | | | | | | | EXTENSÃO DO JOELHO | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 8.95 | 1.43 | 1.44 | 4.11 | 1.22 | 10.11 | 9.39 | 10.11 | 3.98 | 7.71 | 5.85 | 3.78 | | | | | | | | |
| com colete | 8.21 | 0.98 | 0.99 | 4.17 | 13.50 | 11.63 | 13.26 | 11.63 | 3.59 | 12.51 | 8.05 | 5.13 | | | | | | | | |
| 15% | 10.59 | 0.98 | 0.99 | 11.33 | 14.00 | 5.41 | 11.34 | 5.40 | 5.97 | 9.04 | 7.51 | 4.47 | | | | | | | | |
| 30% | 12.13 | 0.58 | 0.90 | 9.77 | 10.99 | 8.67 | 15.48 | 8.68 | 5.85 | 10.96 | 8.40 | 4.75 | | | | | | | | |
| Perna parética | | | | | | | | | | | | | DORSIFLEXÃO | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 6.70 | 6.30 | 7.77 | 7.01 | 2.43 | 1.95 | 4.52 | 1.63 | 6.95 | 2.63 | 4.79 | 2.42 | | | | | | | | |
| com colete | 5.73 | 7.14 | 6.23 | 6.50 | 4.39 | 4.94 | 8.33 | 4.57 | 5.40 | 5.56 | 5.88 | 1.21 | | | | | | | | |
| 15% | 4.96 | 7.74 | 5.68 | 9.71 | 6.68 | 7.38 | 12.87 | 7.31 | 7.02 | 8.56 | 7.79 | 2.23 | | | | | | | | |
| 30% | 5.93 | 8.18 | 6.24 | 10.54 | 7.84 | 7.34 | 13.35 | 7.50 | 7.72 | 9.01 | 8.37 | 2.18 | | | | | | | | |
| Perna não parética | | | | | | | | | | | | | DORSIFLEXÃO | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 2.62 | 5.72 | 5.69 | 4.97 | 3.50 | 4.25 | 6.99 | 5.25 | 4.75 | 3.58 | 4.73 | 1.28 | | | | | | | | |
| com colete | 2.84 | 4.40 | 4.35 | 3.07 | 4.13 | 3.24 | 5.20 | 4.24 | 3.67 | 4.20 | 3.93 | 0.72 | | | | | | | | |
| 15% | 3.33 | 4.65 | 4.69 | 4.06 | 5.46 | 5.70 | 5.35 | 5.01 | 4.18 | 5.38 | 4.78 | 0.75 | | | | | | | | |
| 30% | 2.98 | 5.87 | 5.73 | 8.47 | 8.69 | 8.46 | 8.20 | 8.18 | 5.76 | 8.38 | 7.07 | 1.90 | | | | | | | | |
| Perna parética | | | | | | | | | | | | | PLANTIFLEXÃO | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 5.43 | 9.67 | 8.09 | 12.75 | 6.30 | 7.43 | 13.61 | 7.71 | 8.99 | 8.76 | 8.87 | 2.60 | | | | | | | | |
| com colete | 5.62 | 9.74 | 6.91 | 11.73 | 7.30 | 8.76 | 14.43 | 8.89 | 8.50 | 9.85 | 9.17 | 2.51 | | | | | | | | |
| 15% | 5.94 | 8.59 | 7.43 | 9.91 | 8.68 | 6.84 | 12.20 | 4.89 | 7.97 | 8.15 | 8.06 | 2.05 | | | | | | | | |
| 30% | 10.78 | 10.89 | 10.21 | 12.14 | 11.14 | 10.36 | 12.91 | 11.89 | 11.01 | 11.58 | 11.29 | 0.84 | | | | | | | | |
| Perna não parética | | | | | | | | | | | | | PLANTIFLEXÃO | | | | | | | |
| Condição/Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP | | | | | | | | |
| sem colete | 8.43 | 9.67 | 8.09 | 7.75 | 6.30 | 7.43 | 6.61 | 7.71 | 8.49 | 7.01 | 7.75 | 0.99 | | | | | | | | |
| com colete | 9.94 | 8.59 | 8.43 | 9.91 | 8.68 | 6.84 | 7.20 | 4.89 | 9.22 | 6.90 | 8.06 | 1.59 | | | | | | | | |
| 15% | 5.62 | 7.74 | 6.91 | 8.73 | 7.30 | 5.76 | 7.43 | 5.89 | 7.25 | 6.60 | 6.92 | 0.98 | | | | | | | | |
| 30% | 12.78 | 13.89 | 12.21 | 12.14 | 14.14 | 10.36 | 12.91 | 13.86 | 12.76 | 12.82 | 12.79 | 1.10 | | | | | | | | |

APÊNDICE F - MÉDIA E DESVIO PADRÃO DA COORDENAÇÃO INTERMEMBROS NO SOLO E NA ESTEIRA PARA A PERNA PARÉTICA E NÃO PARÉTICA.

| Superfície: SOLO | | Perna parética | | | | | | fase relativa (%) | | | | | |
|----------------------------|---------------------|---------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|--------------------------|------------|-----------|------------|--------------|-----------|
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 47.21 | 47.31 | 47.80 | 40.88 | 41.13 | 40.42 | 41.07 | 43.64 | 41.01 | 40.75 | 43.12 | 3.11 |
| com colete | | 48.70 | 47.08 | 49.47 | 45.15 | 43.35 | 43.39 | 42.54 | 48.90 | 44.25 | 42.97 | 45.58 | 2.71 |
| 15% | | 47.13 | 51.28 | 48.95 | 41.73 | 41.69 | 41.89 | 56.43 | 51.51 | 41.71 | 49.16 | 47.15 | 5.23 |
| 30% | | 49.80 | 50.07 | 50.70 | 49.34 | 48.84 | 39.92 | 42.00 | 42.53 | 49.09 | 40.96 | 46.33 | 4.36 |
| | | Perna não parética | | | | | | fase relativa (%) | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 52.58 | 53.55 | 52.02 | 58.01 | 59.23 | 60.40 | 59.86 | 55.61 | 58.62 | 60.13 | 57.00 | 3.27 |
| com colete | | 53.61 | 52.88 | 50.73 | 60.58 | 59.09 | 68.11 | 61.34 | 50.32 | 59.84 | 64.73 | 58.12 | 6.03 |
| 15% | | 49.62 | 52.80 | 54.73 | 59.98 | 56.93 | 57.72 | 69.18 | 52.09 | 58.46 | 63.45 | 57.50 | 5.78 |
| 30% | | 54.00 | 52.34 | 49.16 | 59.46 | 58.37 | 62.52 | 60.89 | 55.91 | 58.92 | 61.71 | 57.33 | 4.37 |
| Superfície: ESTEIRA | | Perna parética | | | | | | fase relativa (%) | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 45.65 | 50.99 | 49.53 | 50.42 | 47.80 | 48.52 | 49.60 | 44.90 | 49.11 | 49.06 | 48.56 | 1.95 |
| com colete | | 47.66 | 48.70 | 50.46 | 55.30 | 46.49 | 45.02 | 45.96 | 43.59 | 50.90 | 45.49 | 47.96 | 3.49 |
| 15% | | 46.03 | 53.02 | 51.64 | 47.86 | 46.08 | 44.41 | 45.88 | 45.07 | 46.97 | 45.15 | 47.21 | 2.89 |
| 30% | | 44.84 | 52.37 | 49.10 | 49.13 | 41.47 | 41.17 | 47.09 | 54.96 | 45.30 | 44.13 | 46.96 | 4.49 |
| | | Perna não parética | | | | | | fase relativa (%) | | | | | |
| Condição | Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
| sem colete | | 55.43 | 49.83 | 53.51 | 48.43 | 55.74 | 51.83 | 50.93 | 55.31 | 52.09 | 51.38 | 52.45 | 2.49 |
| com colete | | 56.29 | 50.79 | 52.25 | 49.20 | 57.81 | 50.31 | 58.54 | 55.42 | 53.51 | 54.43 | 53.85 | 3.21 |
| 15% | | 53.52 | 48.91 | 50.49 | 53.20 | 57.32 | 54.80 | 57.13 | 55.86 | 55.26 | 55.97 | 54.25 | 2.77 |
| 30% | | 57.44 | 51.68 | 50.67 | 54.22 | 59.18 | 57.34 | 59.36 | 58.55 | 56.70 | 58.35 | 56.35 | 3.11 |

APÊNDICE G - MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS ÍNDICES DE SIMETRIA RELACIONADOS COM AS VARIÁVEIS DESCRITIVAS NO SOLO E NA ESTEIRA.

INDICE SIMETRIA - DURAÇÃO DO CICLO NO SOLO

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.99 | 0.99 | 1.04 | 0.96 | 1.02 | 1.09 | 1.02 | 0.92 | 1.23 | 1.38 | 1.06 | 0.14 |
| com colete | 1.02 | 1.04 | 1.04 | 1.01 | 1.04 | 0.97 | 1.02 | 1.01 | 1.13 | 1.27 | 1.05 | 0.08 |
| 15% | 0.93 | 1.06 | 1.00 | 0.90 | 1.00 | 1.06 | 1.00 | 1.00 | 1.10 | 1.03 | 1.01 | 0.06 |
| 30% | 0.92 | 0.99 | 0.98 | 1.02 | 1.04 | 1.07 | 1.02 | 1.06 | 1.12 | 1.09 | 1.03 | 0.06 |

INDICE SIMETRIA - DURAÇÃO DO CICLO NA ESTEIRA

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.97 | 1.00 | 1.09 | 0.93 | 1.00 | 0.98 | 0.99 | 1.03 | 0.99 | 1.00 | 1.00 | 0.04 |
| com colete | 0.90 | 0.87 | 1.04 | 0.93 | 1.05 | 1.08 | 0.97 | 1.01 | 0.93 | 1.02 | 0.98 | 0.07 |
| 15% | 1.00 | 1.19 | 1.00 | 1.00 | 1.00 | 0.85 | 1.03 | 0.93 | 1.05 | 0.96 | 1.00 | 0.09 |
| 30% | 0.98 | 1.08 | 1.01 | 0.92 | 0.95 | 0.97 | 1.03 | 0.91 | 1.00 | 0.97 | 0.98 | 0.05 |

INDICE SIMETRIA - COMPRIMENTO NO SOLO

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 1.00 | 1.00 | 0.94 | 0.95 | 1.00 | 1.06 | 0.97 | 0.99 | 0.93 | 0.98 | 0.98 | 0.04 |
| com colete | 0.97 | 0.94 | 1.02 | 1.04 | 1.29 | 1.12 | 1.08 | 1.16 | 0.95 | 0.92 | 1.05 | 0.12 |
| 15% | 1.00 | 1.00 | 1.14 | 1.09 | 1.20 | 1.67 | 1.11 | 1.00 | 0.92 | 0.95 | 1.11 | 0.22 |
| 30% | 1.13 | 0.65 | 1.07 | 1.16 | 1.21 | 1.95 | 1.16 | 1.03 | 0.88 | 0.91 | 1.11 | 0.34 |

INDICE SIMETRIA - COMPRIMENTO NA ESTEIRA

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.90 | 1.14 | 1.26 | 0.93 | 1.12 | 0.86 | 1.44 | 0.93 | 1.02 | 1.32 | 1.09 | 0.20 |
| com colete | 0.71 | 0.98 | 1.14 | 1.03 | 1.36 | 1.07 | 1.08 | 0.94 | 0.93 | 1.43 | 1.07 | 0.21 |
| 15% | 1.00 | 1.25 | 1.00 | 0.95 | 1.00 | 0.00 | 1.41 | 0.75 | 1.03 | 1.01 | 0.94 | 0.37 |
| 30% | 0.81 | 1.14 | 1.71 | 0.86 | 0.98 | 0.88 | 1.96 | 0.82 | 1.00 | 1.24 | 1.14 | 0.40 |

INDICE SIMETRIA - FREQUÊNCIA NO SOLO

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 1.02 | 1.01 | 1.00 | 1.03 | 0.98 | 0.92 | 0.99 | 1.08 | 1.01 | 0.98 | 1.00 | 0.04 |
| com colete | 0.97 | 0.96 | 0.96 | 0.98 | 0.96 | 1.02 | 0.97 | 0.99 | 1.03 | 0.99 | 0.98 | 0.03 |
| 15% | 1.00 | 1.00 | 1.00 | 1.11 | 1.00 | 1.00 | 1.00 | 1.00 | 0.92 | 1.02 | 1.01 | 0.04 |
| 30% | 1.09 | 1.01 | 1.02 | 0.98 | 0.96 | 0.94 | 0.98 | 0.88 | 1.00 | 0.96 | 0.98 | 0.06 |

INDICE SIMETRIA - FREQUÊNCIA NA ESTEIRA

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 1.03 | 1.01 | 0.92 | 1.06 | 1.01 | 1.02 | 1.00 | 0.97 | 1.00 | 1.00 | 1.00 | 0.04 |
| com colete | 1.11 | 1.18 | 0.95 | 1.06 | 0.95 | 0.94 | 1.05 | 0.99 | 1.08 | 0.99 | 1.03 | 0.08 |
| 15% | 1.00 | 0.83 | 1.00 | 1.02 | 1.00 | 1.13 | 0.96 | 1.14 | 0.96 | 1.06 | 1.01 | 0.09 |
| 30% | 1.02 | 0.93 | 0.98 | 1.08 | 1.06 | 1.03 | 0.98 | 1.10 | 1.02 | 1.01 | 1.02 | 0.05 |

INDICE SIMETRIA - VELOCIDADE NO SOLO

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 1.02 | 1.05 | 0.88 | 0.97 | 0.98 | 0.98 | 0.96 | 1.08 | 0.99 | 0.97 | 0.99 | 0.05 |
| com colete | 0.95 | 0.91 | 0.99 | 1.04 | 1.25 | 1.15 | 1.06 | 1.15 | 0.95 | 1.10 | 1.05 | 0.11 |
| 15% | 1.17 | 1.00 | 1.25 | 1.20 | 1.33 | 1.50 | 1.17 | 1.00 | 1.13 | 1.25 | 1.20 | 0.15 |
| 30% | 1.23 | 0.65 | 1.05 | 1.14 | 1.16 | 1.83 | 1.13 | 0.97 | 1.02 | 1.24 | 1.14 | 0.29 |

INDICE SIMETRIA - VELOCIDADE NA ESTEIRA

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.92 | 1.14 | 1.13 | 0.99 | 1.14 | 0.88 | 1.45 | 1.41 | 1.03 | 1.30 | 1.14 | 0.20 |
| com colete | 0.79 | 1.12 | 1.06 | 1.09 | 1.31 | 0.99 | 1.13 | 1.66 | 1.00 | 1.39 | 1.16 | 0.24 |
| 15% | 1.00 | 1.05 | 1.00 | 0.94 | 1.00 | 0.79 | 1.36 | 1.10 | 1.00 | 1.02 | 1.03 | 0.14 |
| 30% | 1.00 | 1.06 | 1.65 | 0.93 | 1.03 | 0.91 | 1.88 | 1.71 | 1.00 | 1.25 | 1.24 | 0.36 |

APÊNDICE H - MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS ÍNDICES DE SIMETRIA RELACIONADOS COM AS VARIÁVEIS TEMPORAIS NO SOLO E NA ESTEIRA.

ÍNDICE SIMETRIA - FS NO SOLO

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.95 | 0.90 | 1.04 | 0.90 | 0.89 | 0.79 | 0.82 | 0.88 | 0.95 | 0.85 | 0.90 | 0.08 |
| com colete | 0.94 | 0.90 | 1.01 | 0.94 | 0.89 | 0.77 | 0.82 | 0.99 | 0.95 | 0.87 | 0.91 | 0.08 |
| 15% | 0.94 | 1.05 | 0.94 | 0.90 | 0.86 | 0.79 | 0.91 | 0.88 | 0.96 | 0.86 | 0.91 | 0.08 |
| 30% | 0.90 | 0.97 | 0.90 | 0.92 | 0.92 | 0.68 | 0.81 | 0.80 | 0.92 | 0.80 | 0.86 | 0.09 |

ÍNDICE SIMETRIA - FS NA ESTEIRA

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.94 | 1.02 | 1.00 | 0.92 | 0.94 | 0.89 | 0.91 | 0.87 | 0.97 | 0.90 | 0.94 | 0.05 |
| com colete | 0.90 | 1.02 | 1.02 | 0.96 | 1.00 | 0.91 | 0.90 | 0.83 | 0.97 | 0.91 | 0.94 | 0.07 |
| 15% | 0.96 | 1.07 | 1.08 | 0.94 | 0.97 | 0.88 | 0.90 | 0.96 | 1.01 | 0.93 | 0.97 | 0.07 |
| 30% | 0.94 | 1.02 | 1.03 | 0.85 | 0.89 | 0.87 | 0.87 | 1.01 | 0.96 | 0.91 | 0.94 | 0.07 |

ÍNDICE SIMETRIA - SS NO SOLO

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.96 | 0.92 | 0.92 | 0.71 | 0.62 | 0.53 | 0.59 | 0.93 | 0.87 | 0.94 | 0.77 | 0.18 |
| com colete | 0.86 | 0.79 | 0.92 | 0.74 | 0.52 | 0.52 | 0.70 | 0.95 | 0.82 | 0.65 | 0.75 | 0.17 |
| 15% | 1.00 | 0.89 | 0.97 | 0.69 | 0.58 | 0.60 | 0.98 | 0.48 | 0.88 | 0.66 | 0.77 | 0.21 |
| 30% | 0.97 | 0.65 | 0.90 | 0.69 | 0.58 | 0.52 | 0.68 | 0.57 | 0.80 | 0.59 | 0.70 | 0.16 |

ÍNDICE SIMETRIA - SS NA ESTEIRA

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.93 | 1.21 | 0.79 | 1.03 | 0.78 | 0.58 | 0.72 | 0.61 | 0.97 | 0.67 | 0.83 | 0.22 |
| com colete | 0.90 | 1.31 | 0.93 | 1.06 | 0.75 | 0.77 | 0.73 | 0.73 | 1.03 | 0.74 | 0.90 | 0.20 |
| 15% | 0.96 | 1.54 | 1.06 | 0.82 | 0.75 | 0.69 | 0.76 | 0.71 | 1.06 | 0.73 | 0.91 | 0.28 |
| 30% | 0.80 | 1.37 | 0.96 | 0.98 | 0.82 | 0.73 | 0.80 | 0.88 | 0.99 | 0.81 | 0.92 | 0.20 |

ÍNDICE SIMETRIA - DS1 NO SOLO

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.83 | 0.87 | 1.15 | 0.69 | 0.82 | 0.76 | 0.72 | 1.68 | 0.89 | 0.95 | 0.94 | 0.33 |
| com colete | 1.00 | 1.05 | 1.09 | 0.75 | 1.19 | 0.74 | 0.69 | 0.99 | 0.97 | 0.86 | 0.94 | 0.19 |
| 15% | 0.89 | 1.16 | 0.80 | 0.70 | 1.02 | 0.92 | 0.92 | 1.99 | 0.87 | 1.17 | 1.05 | 0.40 |
| 30% | 0.83 | 1.46 | 1.20 | 1.15 | 1.22 | 0.91 | 0.70 | 1.02 | 1.17 | 0.96 | 1.06 | 0.24 |

ÍNDICE SIMETRIA - DS1 NA ESTEIRA

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.68 | 0.86 | 1.10 | 0.96 | 0.90 | 1.11 | 0.95 | 1.06 | 0.90 | 1.00 | 0.95 | 0.14 |
| com colete | 0.75 | 0.64 | 1.01 | 1.19 | 0.90 | 1.02 | 0.85 | 0.88 | 0.89 | 0.91 | 0.90 | 0.17 |
| 15% | 0.73 | 0.74 | 0.98 | 0.99 | 0.90 | 1.05 | 0.86 | 0.96 | 0.86 | 0.94 | 0.90 | 0.12 |
| 30% | 0.75 | 0.74 | 0.99 | 0.78 | 0.53 | 0.69 | 0.78 | 1.04 | 0.81 | 0.75 | 0.79 | 0.16 |

ÍNDICE SIMETRIA - DS2 NO SOLO

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 0.94 | 0.89 | 1.11 | 1.74 | 1.44 | 1.29 | 1.35 | 0.48 | 1.12 | 0.95 | 1.15 | 0.39 |
| com colete | 1.13 | 0.91 | 1.04 | 1.85 | 1.35 | 1.29 | 1.25 | 1.01 | 1.16 | 1.19 | 1.23 | 0.29 |
| 15% | 0.89 | 1.32 | 1.08 | 2.08 | 1.18 | 0.93 | 0.95 | 0.70 | 1.25 | 0.92 | 1.14 | 0.43 |
| 30% | 0.82 | 0.99 | 0.67 | 1.28 | 1.17 | 0.79 | 1.21 | 0.89 | 0.90 | 1.01 | 0.98 | 0.22 |

ÍNDICE SIMETRIA - DS2 NA ESTEIRA

| Condição\Participante | MAO | SSM | JCG | MML | JFR | JBM | CG | SFS | YP | JCN | média | DP |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| sem colete | 1.29 | 1.01 | 1.18 | 0.79 | 1.27 | 1.24 | 1.13 | 1.11 | 1.04 | 1.18 | 1.13 | 0.16 |
| com colete | 1.04 | 1.14 | 1.13 | 0.70 | 1.72 | 0.92 | 1.21 | 0.94 | 0.98 | 1.14 | 1.10 | 0.30 |
| 15% | 1.22 | 1.03 | 1.23 | 1.03 | 1.05 | 1.12 | 1.14 | 1.44 | 1.12 | 1.18 | 1.16 | 0.14 |
| 30% | 1.54 | 1.05 | 1.18 | 0.72 | 1.47 | 1.49 | 1.19 | 1.31 | 1.08 | 1.36 | 1.24 | 0.27 |