

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS FISIOLÓGICAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS FISIOLÓGICAS

**TREINO EM ESTEIRA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO ASSOCIADO À  
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL MELHORA A MARCHA DE  
HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS**

*(Estudo 1)*

**EFEITOS DA ESTEIRA NA MARCHA DE SUJEITOS HEMIPARÉTICOS**

*(Estudo 2)*

*Ana Raquel Rodrigues Lindquist*

*São Carlos-2005*

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS FISIOLÓGICAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS FISIOLÓGICAS

**TREINO EM ESTEIRA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO ASSOCIADO À  
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL MELHORA A MARCHA DE  
HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS**

*(Estudo 1)*

*Orientadora: Profa. Dra. Tânia de Fátima Salvini*

*Co-orientadora: Profa. Dra. Rosana Mattioli*

**EFEITOS DA ESTEIRA NA MARCHA DE SUJEITOS HEMIPARÉTICOS**

*(Estudo 2)*

*Orientador: Prof. Dr. Stephan Hesse*

*Co-orientadora: Dra. Cordula Werner*

*Tese de Doutorado apresentada ao Programa de  
Pós-Graduação em Ciências Fisiológicas da  
Universidade Federal de São Carlos, para  
obtenção do título de Doutora em Ciências  
Fisiológicas.*

***Doutoranda: Ana Raquel Rodrigues Lindquist***

***São Carlos - 2005***

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da  
Biblioteca Comunitária/UFSCar**

L747te

Lindquist, Ana Raquel Rodrigues.

Treino em esteira com suporte parcial de peso associado à estimulação elétrica funcional melhora a marcha de hemiparéticos crônicos e efeitos da inclinação da esteira na marcha de sujeitos hemiparéticos / Ana Raquel Rodrigues Lindquist. -- São Carlos : UFSCar, 2005.

136 p.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2005.

1. Funções motoras. 2. Plasticidade muscular. 3. FES. 4. Treino de marcha. 5. Hemiparesia. I. Título.

CDD: 612.7 (20<sup>a</sup>)

## **Folha de Aprovação**

Tese defendida e aprovada em 27 de outubro de 2005,

Pela comissão julgadora

Tânia de Fátima Salvini – Presidente da Comissão

(Departamento de Fisioterapia – UFSCar)

Rosana Mattioli

(Departamento de Fisioterapia – UFSCar)

Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela

(Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFSCar)

José Ângelo Barela

(Departamento de Educação Física - UNESP – Rio Claro)

Lílian Teresa Bucken Gobbi

(Departamento de Educação Física - UNESP – Rio Claro)

## Agradecimentos

---

Só quem elabora uma tese entende o quão coletivo é este trabalho, embora muito da sua redação, responsabilidade e estresse seja predominantemente individual. A realização deste estudo só foi possível porque muitas pessoas se dispuseram a me ajudar. A cada um de vocês, o meu sincero reconhecimento e agradecimento pelos sorrisos, orientações, abraços, sugestões...pelas palavras de ânimo, pela paciência de ouvir, pelas orações, pelo aconchego, pela companhia, pelo carinho... pelas críticas, pelos empurrões, pela confiança. Cada gesto está gravado na minha história.

Gostaria de agradecer, especialmente, a algumas das pessoas que me acompanharam durante este período:

À Deus, pelo cuidado, pela paz, por ter dado o conforto de ter em quem confiar, de ter a quem recorrer nos momentos difíceis, por ter com quem dividir as alegrias;

À minha família, que me encheu de amor e não poupou esforços para me ver crescer, e muito especialmente aos meus queridos pais, Carlos e Shyrlei, que nunca esqueceram de me incluir em suas orações;

Aos meus pais *in-law*, Lícius e Odiléia, pelo apoio, pelas correções, pela revisão do texto, por estarem sempre prontos e dispostos a ajudar, por sempre terem uma palavra de ânimo e incentivo;

Ao meu marido querido, Malton, por estar sempre presente na minha vida. Por compartilhar comigo os sorrisos e as lágrimas, os sonhos e a realidade. Pela disponibilidade de ler, mesmo

sem entender, de aprender para ajudar; por me acalmar quando precisei, por estar perto, mesmo estando longe;

À minha orientadora, Profa. Tânia, por ter acreditado que eu podia realizar este trabalho, por ter estado sempre disposta a oferecer estímulos e, principalmente, a percorrer novos caminhos; pela coragem de ousar trabalhar em uma outra área, correndo os riscos inerentes a esta atitude; por ouvir com interesse e ânimo todas as questões, dúvidas e problemas que surgiam, pela paciência e generosidade; por sua amizade e pela alegria de trabalharmos juntas;

Ao professor Ricardo Barros (Unicamp) por estar sempre disponível para nos receber e nos orientar na fase experimental do estudo e principalmente, por ter sempre uma palavra de ânimo! Muito obrigada. Este trabalho não teria se concretizado sem a sua ajuda;

Aos professores Paula e Rosinaldo (Departamento de Educação Física – UFSCar) por não medirem esforços para me cederem o laboratório para as filmagens e pelas ricas sugestões para o trabalho;

À Profa Rosana Mattioli por nos “emprestar” sua linha de pesquisa, por sempre encontrar um tempo para ler e dar sugestões sobre o trabalho;

Dank an Prof. Stefan Hesse, dafür, dass er mir sein Labor zur Verfügung gestellt hat und für seine hilfreichen Ratschläge. Weiterer Dank geht an Cordula, Anita und Niko für die Unterstützung nicht nur während der Datensammlung und -auswertung sondern auch während meinem gesamten Aufenthalt in Berlin;

Aos meus amigos do Laboratório, Anna, Jamilson, Dório, Thiago, Ione, Chris, Fabinho, Sabrina, Adriana, Lúcia e Eliane, pelo apoio, pelas conversas, pelos “aperreios” compartilhados. Vocês foram ótimos!! Obrigada Anninha pela amizade e palavras sinceras; Jamilson por estar sempre disposto a ouvir e acolher; Dório e Thiago pelos artigos enviados pela internet nos momentos de sufoco, pelas matrículas “virtuais”, não tenho como retribuir o que vocês fizeram. Chris e Ione,

eu não teria dado conta do recado sem vocês; Sabrina, Lúcia, Adriana e Eliane pelos bons momentos vividos juntas...

À Professora Eloísa Tudella, Raquel e Marcos por cederem as câmeras e por não medirem esforços para disponibilizar todo material necessário durante a coleta de dados. Obrigada também pelo estímulo e incentivo;

Ao Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte por me liberarem durante o período de realização do Doutorado;

À CAPES por me manter em São Carlos e Berlim durante o período do doutorado e FAPESP por subsidiar este estudo.

A todos agradeço, profundamente, e dedico o resultado do trabalho.

## Lista de Figuras

Figura 1: Planta baixa do Laboratório para análise da marcha. ....	34
Figura 2: Sistema de Calibração.....	35
Figura 3: Posição dos Sistema de Eletroestimulação. ....	36
Figura 4: STREAM .....	38
Figura 5: Comprimento do Ciclo. ....	40
Figura 6: Índice de Assimetria de Descarga de Peso .....	41
Figura 7- Duração do Ciclo .....	42
Figura 8: Velocidade do Ciclo .....	43
Figura 9: Cadência .....	43
Figura 10: Sistema <i>Infotronic Ultraflex</i> : .....	54
Figura 11: Registro dos dados processados pelo <i>software infotronicc</i> .....	55
Figura 12: Monitor de frequência cardíaca. ....	57
Figura 13: Média da frequência cardíaca. ....	59
Figura 14: Média da cadência .....	60
Figura 15: Média da duração do ciclo.....	61
Figura 16: Média da força de reação vertical durante o contato inicial .....	64
Figura 17: Média da força de reação vertical durante o apoio médio.....	65
Figura 18: Média da força de reação vertical durante o apoio terminal .....	66
Figura 19: Diagramas da média da força vertical de um dos sujeitos.....	67
Figura 20: Média da simetria da linha de marcha .....	68
Figura 21: Ciclograma de três sujeitos durante a marcha. ....	69
Figura 22: Dados brutos e média da atividade dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio (porção medial) do membro acometido, normalizados em relação ao ciclo da marcha de um dos sujeitos.....	71

Figura 23: Dados brutos e média da atividade dos músculos reto femoral e bíceps femoral do membro acometido, normalizados em relação ao ciclo da marcha de um dos sujeitos .....	72
Figura 24: Dados brutos e média da atividade dos músculos vasto medial e vasto lateral do membro acometido, normalizados em relação ao ciclo da marcha de um dos sujeitos .....	73
Figura 25: Dados brutos e média da atividade dos músculos glúteo médio e eretor espinhal do membro acometido, normalizados em relação ao ciclo da marcha de um dos sujeitos .....	74

## **Lista de Anexos**

<b>Anexo 1 – Parecer do Comitê de Ética .....</b>	<b>90</b>
<b>Anexo 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....</b>	<b>91</b>
<b>Anexo 3 – Escala Modificada de Ashworth .....</b>	<b>94</b>
<b>Anexo 4 – Escala de Categoria de Deambulação Funcional.....</b>	<b>95</b>
<b>Anexo 5 – STREAM.....</b>	<b>96</b>
<b>Anexo 6 – Relatório de Coordenadas XYZ.....</b>	<b>99</b>

# SUMÁRIO

FOLHA DE APROVAÇÃO .....	III
AGRADECIMENTOS.....	IV
LISTA DE FIGURAS .....	VII
LISTA DE ANEXOS .....	IX
SUMÁRIO .....	X
RESUMO (ESTUDO I) .....	XI
ABSTRACT ( 1 <sup>TH</sup> STUDY).....	XII
RESUMO (ESTUDO 1).....	XIII
ABSTRACT (2 <sup>TH</sup> STUDY) .....	XV
APRESENTAÇÃO .....	16
1. INTRODUÇÃO .....	18
1.1    Acidente Vascular Encefálico e Plasticidade do Sistema Nervoso Central .....	18
1.2    Comprometimento Motor na Hemiparesia e Marcha Hemiparética .....	20
1.3    Reabilitação da Marcha após o AVE .....	23
1.4    A Marcha em Superfícies Inclinadas .....	27
2. ESTUDO 1 .....	30
TREINO EM ESTEIRA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO ASSOCIADO À ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL DO NERVO FIBULAR MELHORA A MARCHA DE SUJEITOS HEMIPARÉTICOS .....	30
1.5    Objetivo.....	31
1.6    Materiais e Método.....	32
1.7    Resultados .....	38
1.8    Discussão.....	45
1.9    Conclusão.....	50
3. EFEITOS DA INCLINAÇÃO DA ESTEIRA NA MARCHA DE SUJEITOS HEMIPARÉTICOS (ESTUDO 2) .....	51
1.10   Objetivo.....	52
1.11   Materiais e Método.....	53
1.12   Resultados .....	59
1.13   Discussão.....	75
1.14   Conclusão.....	81
4. REFERÊNCIAS .....	82
ANEXOS.....	89
ARTIGOS.....	102

## Resumo (Estudo I)

---

Este estudo teve como objetivo avaliar os efeitos do treino em esteira com suporte parcial de peso (SPP) associado à estimulação elétrica funcional (EEF) na marcha e controle motor de sujeitos hemiparéticos crônicos. Foram avaliados oito sujeitos hemiparéticos (média de idade de  $56.6 \pm 10.26$  anos). O intervalo de lesão foi de  $17.3 \pm 10.9$  meses e a etiologia da lesão foi isquemia (75%) e hemorragia (25%) na região da artéria cerebral média. Utilizou-se o modelo A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub> da seguinte forma: Fases A<sub>1</sub> e A<sub>2</sub>: três semanas de treino de marcha em esteira com SPP e fase B: três semanas de treino de marcha em esteira com SPP combinado à EEF. A eletroestimulação funcional foi aplicada no nervo fibular para melhorar a dorsiflexão durante a fase de balanço e contato inicial do calcanhar com o solo. O protocolo de Avaliação da Reabilitação Motora após Acidente Vascular Cerebral (0-60) foi usado para avaliar a recuperação motora dos sujeitos. O comprimento do ciclo (m); duração do ciclo (s); velocidade da marcha (m/s); duração do tempo de apoio (s); duração do tempo de balanço (s) e cadência (passos/min) foram avaliados através da análise cinemática. Os resultados mostraram uma considerável melhora nas funções motoras durante a fase B (de 54.9% para 71.0%). As variáveis espaço-temporais duração do ciclo, tempo de apoio e cadência, assim como simetria do ciclo apresentaram melhora mais efetiva durante o treino em esteira com SPP associado à EEF ( $p < 0.01$ ). O treino em esteira com SPP combinado com EEF promoveu melhora na recuperação motora e no padrão de marcha de sujeitos hemiparéticos e pode ser usado durante a reabilitação da marcha.

## Abstract ( 1<sup>th</sup> Study)

---

The purpose of this study was to evaluate the effect of the combined use of functional electrical stimulation (FES) and treadmill training with body weight support (BWS) in walking functions and voluntary limb control in chronic hemiparetic patients. Eight hemiparetic individuals (mean age,  $56.6 \pm 10.26$  years) were evaluated in the present clinical trial. The stroke interval was  $17.3 \pm 10.9$  months. The stroke etiology of the subjects was ischemia (75%) or haemorrhage (25%) in the middle cerebral artery region. An A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub> single-case study design was applied. Phases A<sub>1</sub> and A<sub>2</sub>: three weeks of gait training on a treadmill with body weight support, and phase B: three weeks of treadmill training plus FES. FES was applied to the peroneal nerve to improve ankle dorsiflexion during the swing phase and heel strike on the initial floor contact. Stroke Rehabilitation Assessment of Movement (STREAM, 0-60) was used to assess motor recovery. Kinematical analysis was used to assess cycle length (m); cycle duration (s); gait velocity (m/s); stance duration (s); swing duration (s) and cadence (steps/min). The results showed substantial improvement in the motor functions during phase B (from 54.9% to 71.0%). The space-temporal variables of cycle duration, stance and cycle cadence as well as cycle symmetry presented improvements when compared to treadmill training with BWS but without FES ( $p < 0.01$ ). The combined use of FES and treadmill training with BWS promoted an improvement in the motor recovery and gait pattern of hemiparetic subjects and could be used during gait rehabilitation.

## Resumo (Estudo 1)

---

Este estudo teve como objetivo avaliar os efeitos da inclinação da esteira na marcha de sujeitos hemiparéticos. Participaram do estudo 14 sujeitos hemiparéticos (média de idade  $64.3 \pm 14.56$  anos). Seis indivíduos eram portadores de hemiparesia direita e oito de hemiparesia esquerda e a média do intervalo compreendido entre a lesão a avaliação foi de  $7.1 \pm 1.7$  semanas. A etiologia da lesão foi isquemia (12 casos) ou hemorragia (2 casos) na região supratentorial. A análise da marcha foi realizada em cada condição experimental, ou seja, durante a marcha sobre o solo, e sobre a esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%. As variáveis espaço-temporais da marcha, linha da marcha, ciclograma, gráficos de força, assim como a força de reação vertical ao solo, durante o contato inicial, apoio médio e contato final, e eletromiografia foram coletados com a ajuda do sistema *Infotronic Ultraflex*. A eletromiografia foi realizada nos seguintes músculos do lado hemiparético: tibial anterior, gastrocnêmio (porção medial), bíceps femoral, vasto lateral, vasto medial, glúteo médio e eretor espinhal. A frequência cardíaca dos sujeitos foi monitorada em cada condição experimental. Os resultados deste estudo mostraram que o uso da esteira inclinada provocou o aumento da média da frequência cardíaca dos sujeitos de  $82.6 \pm 11.0$  bpm para  $97.7 \pm 20.2$  bpm, após caminharem em esteira com inclinação de 8%. Não houve melhora importante nas variáveis espaço-temporais da marcha, uma vez mantida a velocidade e utilizado um percentual mínimo de suporte parcial de peso. A inclinação da esteira causou redução na intensidade da contração do músculo gastrocnêmio e aumento na intensidade de contração dos músculos vasto lateral e bíceps femoral. Conclui-se que a marcha sobre esteira com inclinação favorece a condição cardiovascular de sujeitos hemiparéticos e pode ser utilizada por indivíduos que não possuem condições motoras que permitam o aumento da velocidade da marcha.

Entretanto a habilidade da marcha em sujeitos hemiplégicos se altera dentro de certas limitações durante marcha sobre superfícies inclinadas.

## **Abstract (2<sup>th</sup> Study)**

---

The purpose of this study was to investigate the effects of uphill treadmill inclination in the gait of ambulatory subjects with hemiparesis. Fourteen individuals (mean age  $64.3 \pm 14.56$  years) were evaluated in the present trial. The stroke etiology of the subjects was supratentorial ischemia (12 cases) or haemorrhage (2 cases). Gait analysis was performed during each experimental condition (floor walking and uphill treadmill walking of 0, 2, 4, 6 and 8%). The space-temporal variables, gait line, cyclogram, force graphs and vertical ground reaction forces during initial contact, midstance and toe-off, and muscular activity were recorded by Infotronic Ultraflex System. Muscular activity recordings were obtained for the following muscles on the subjects' paretic side: tibialis anterior, medial belly of gastrocnemius, biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis, gluteus medius and erector spinae. Heart rate was also monitored during each experimental condition. The results showed that uphill treadmill improved the heart rate from  $82.6 \pm 11.0$  bpm to  $97.7 \pm 20.2$  bpm as the treadmill inclination improved to 8%. Space-temporal variables were not significantly affected by the uphill walking while velocity remained steady. EMG amplitude of gastrocnemius decreased while vastus lateralis and biceps femoris increased with slope. We conclude that treadmill inclination would have some beneficial effect on the subjects' general fitness and could be used during stroke rehabilitation when the patient motor condition does not allow the increase of gait velocity. However, gait ability in stroke patients changes within certain limits during uphill treadmill.

## Apresentação

---

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é uma das principais causas de deficiência em indivíduos adultos, podendo causar sérias dificuldades na realização de tarefas, aparentemente simples, como sentar, ficar de pé, vestir-se, deambular, ou mesmo lembrar-se de um nome e reconhecer um objeto. As conseqüências funcionais decorrentes de um déficit neurológico primário levam os sujeitos acometidos por um AVE a um estilo de vida sedentário, com muitas limitações nas atividades da vida diária, e comprometimento nas condições cardiovasculares (da CUNHA *et al.*, 2002).

Anualmente, 15 milhões de pessoas em todo o mundo sofrem um AVE. Destas, 5 milhões morrem e outras 5 milhões permanecem deficientes, requerendo cuidados especiais tanto da família, quanto da sociedade. No Brasil, a cada mil pessoas, 11 são vítimas de limitações decorrentes de AVE (WHO, 2004). Por este motivo, proporcionar meios para que indivíduos com déficits motores, sensoriais e de memória possam recuperar ou melhorar sua capacidade funcional tem sido um grande desafio para os profissionais que trabalham na área de reabilitação.

De acordo com von Schroeder *et al.* (1995) apenas 23-37% das pessoas que sofrem um AVE são capazes de caminhar sem ajuda durante a primeira semana. Porém, cerca de 50 a 80% dos que sobrevivem a este tipo de lesão podem andar com ou sem ajuda após três semanas (BURDETT *et al.*, 1988). Após seis meses, esse percentual aumenta para 85% (WADE *et al.*, 1987). Esses dados deixam claro que um dos mais importantes objetivos na reabilitação após o AVE é o treino de marcha e, por isso, este tema tem sido objeto de estudo durante décadas.

Grande progresso tem sido obtido no que diz respeito à reabilitação da marcha de sujeitos hemiparéticos. Entretanto, a busca por técnicas que potencializem esta reabilitação continua sendo o foco de muitas das pesquisas realizadas atualmente, uma vez que ainda existe uma grande lacuna a ser vencida no que diz respeito à recuperação funcional conseqüente a déficits neurológicos.

A necessidade de investigar formas de estimulação mais eficientes motivou a realização desta tese, que se caracteriza por apresentar dois estudos distintos. No primeiro deles, realizado no Ambulatório de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos (SP-Brasil), foi desenvolvido o estudo intitulado: **Treino em esteira com suporte de peso associado à estimulação elétrica do nervo fibular melhora a marcha de sujeitos hemiparéticos.** O segundo estudo foi realizado no Laboratório de Marcha da Clínica Berlim, Universidade Livre de Berlim (Berlim-Alemanha), tendo como título: **Efeitos da inclinação da esteira na marcha de sujeitos hemiparéticos.**

Este trabalho está estruturado com uma introdução comum às duas partes, sendo, posteriormente, dividido em duas sessões onde são apresentados objetivo, material e métodos, resultados, discussão e conclusão de cada um dos estudos.

# 1 Introdução

---

## *1.1 Acidente Vascular Encefálico e Plasticidade do Sistema Nervoso Central*

O AVE é decorrente de dano nas células motoras e vias neuronais descendentes do Sistema Nervoso Central e pode ser causado por hemorragia ou trombose que, comumente, afetam o suprimento arterial de um hemisfério cerebral (OLNEY e RICHARDS, 1996). Quando o encéfalo é lesado, a privação de oxigênio para os neurônios provoca liberação de grandes quantidades de glutamato e morte neuronal (LUND-ECKMAN, 2000).

Em consequência do AVE, mudanças plásticas no encéfalo, como a redução na excitabilidade cortical (BYRNES *et al.*, 1999) e redução da área de representação cortical dos músculos paréticos causam prejuízos na função motora que vão depender da etiologia, da localização e da extensão do infarto ou da hemorragia. Entretanto, após um período de 8 a 10 semanas (fase sub-aguda), a excitabilidade cortical é normalizada e a função motora é melhorada (TRAVERSA, CICINELLI e ROSSINI, 1997).

A melhora funcional está relacionada à neuroplasticidade do Sistema Nervoso Central, que se caracteriza por alterações sinápticas como ativação de sinapses latentes, brotamento axonal e invasão de áreas adjacentes à lesão e reorganização funcional do mapa motor do sistema nervoso central (LUND-ECKMAN, 2000).

Durante a marcha normal, ocorre uma ativação do córtex sensório motor primário medial e área motora suplementar (MIYAI *et al.*, 2001). A marcha hemiparética, por sua vez, caracteriza-se por uma ativação assimétrica do córtex sensório-motor e recrutamento do córtex pré-motor e área pré-motora suplementar (MIYAI *et al.*, 2002). Porém, ao analisar a recuperação locomotora após o AVE, Miyai *et al.* (2003) observaram que a ativação simétrica do córtex sensório-motor desempenha um importante papel na recuperação da marcha (cadência e simetria da fase de balanço). Além disso, seu estudo mostrou que o recrutamento de áreas motoras correlatas, como córtex pré-motor e área motora suplementar, está envolvido em determinadas modificações da marcha e iniciação da locomoção por meio de conexões com o tronco cerebral, gânglios basais, cerebelo e medula espinhal, possibilitando maior controle durante a marcha. A modificação nos padrões de ativação pode ser resultado da reorganização de redes motoras corticais.

Recentes estudos apontam para um comportamento plástico nos circuitos neuronais da medula espinhal, após lesões centrais, que está relacionado à atividade dos Geradores Centrais de Padrão (GCP). Os GCPs são circuitos neuronais que podem produzir padrões de comportamento auto-sustentados, independente da entrada sensorial. Esses circuitos neurais têm uma grande participação no controle da locomoção humana, devido a sua capacidade de gerar uma atividade neural motora rítmica, ainda que sem a necessidade da coordenação das vias supraespinhais (DIETZ, 2003; KANDEL, SCHWARTZ e JESSEL, 2003; EDGERTON, 2004).

Durante o controle da locomoção humana, os GCPs utilizam informações provenientes dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo. Estas informações convergem por meio de vias reflexas espinhais e vias descendentes em interneurônios espinhais comuns, que parecem desempenhar um papel integrativo. Assim, a seleção de um padrão locomotor apropriado depende da combinação de uma programação central, inputs aferentes, bem como de instruções para a respectiva condição motora (DIETZ, 2003).

De acordo com Van de Crommert *et al.* (1998), as informações aferentes influenciam os padrões centrais (espinhais) e os GCPs, por sua vez, selecionam a informação apropriada, de acordo com as exigências externas. Assim, qualquer distúrbio na interação entre o *input* sensorial e a geração de padrões, em decorrência de uma lesão central, como AVE ou lesão medular, provoca desordens de movimento (DIETZ, 2003).

A plasticidade torna possível a recuperação das funções. Entretanto, o nível de recuperação da função motora é fortemente influenciado pelo nível e tipo de treino motor ou das experiências após a lesão (WERNIG *et al.* 1995; EDGERTON *et al.* 2001).

## ***1.2 Comprometimento Motor na Hemiparesia e Marcha Hemiparética***

Nos indivíduos hemiparéticos, as lesões no córtex cerebral ou no feixe córtico-espinhal, decorrentes do AVE, ocasionam um comprometimento das conexões corticais com a medula espinhal, tronco encefálico e cerebelo, enquanto as demais áreas supra-medulares continuam a exercer um controle sobre a atividade dos motoneurônios inferiores. Como resultado, há uma ativação muscular anormal que produz um sério comprometimento motor nestes indivíduos (LUNDY-ECKMAN, 2000).

A ativação muscular anormal acontece em virtude da perda das aferências córtico-espinhais e da privação da facilitação cortical normal sobre o trato retículo-espinhal lateral, deixando o trato retículo-espinhal medial e os tratos vestibulo-espinhais relativamente livres de oposição para facilitar os músculos extensores. Os tratos retículo-espinhal medial e vestibulo-espinhais permanecem ativos, por terem uma atividade mais independente da facilitação cortical (*Ibid*, 2000).

Dois efeitos imediatos e mais significativos do AVE sobre a marcha são a redução da força ou a inabilidade de gerar contrações musculares voluntárias de magnitude normal em qualquer grupo muscular e o tempo inapropriado de graduação da atividade muscular (ADAMS, GANDEVIA e SKUSE, 1990; OLNEY e RICHARDS, 1996; CANNING, ADA e O'DWYER, 1999). Semanas depois, surgem novas limitações, que são a espasticidade e as mudanças nas propriedades mecânicas dos músculos, causando a extensibilidade anormal dos grupos musculares (OLNEY e RICHARDS, 1996).

A redução da força pode ser explicada como uma redução na habilidade de gerar um momento de força sobre uma articulação, ou seja, uma deficiência na potência muscular (OLNEY *et al.*, 1991) e pode ser atribuída a várias causas como: diminuição na capacidade de ativar unidades motoras, redução do número de atividades motoras funcionantes e redução na taxa de disparos das unidades motoras (TANG *et al. apud* OLNEY e RICHARDS, 1996). Ainda outros fatores que podem explicar a aparente redução na força são o desempenho dos grupos antagonistas e o aumento da rigidez desses grupos musculares (OLNEY e RICHARDS, 1996).

O comprometimento das funções motoras causa uma série de alterações nas características espaço-temporais da marcha no hemiparético, dentre elas, a redução na velocidade (0.23 a 0.73 m/s), comprimento do ciclo e cadência, quando comparados a sujeitos normais (RICHARDS *et al.*, 1993; GOLDIE, 1996; OLNEY e RICHARDS, 1996).

Segundo Goldie, Matyas e Evans (2001), o ciclo da marcha pode ser dividido em quatro fases, considerando-se o tempo gasto em apoio simples de cada membro inferior (e balanço do membro inferior contralateral) e tempo gasto em duplo apoio de membro inferior (e duplo apoio terminal no membro inferior contralateral). Cada fase é um evento crítico no ciclo da marcha, e quando ocorre um déficit unilateral, como após o AVE, é importante que cada fase seja analisada separadamente.

Durante a fase de apoio simples do membro não acometido, todo o peso corporal é suportado por este membro, enquanto o indivíduo desloca a perna acometida para a frente, realizando a fase de balanço. Após o AVE, o aumento no tempo de apoio simples da perna não acometida deve-se à dificuldade de realizar o deslocamento do membro acometido (*ibid*, 2001).

De acordo com Olney e Richards (1996), nos indivíduos hemiparéticos, o tempo de apoio de ambos os lados (acometido e não acometido) tem uma duração mais longa e ocupa uma maior proporção do ciclo. Uma outra característica é que a fase de apoio do lado não acometido é mais longa e ocupa uma maior proporção do ciclo do que a do lado acometido.

Comparando-se o tempo de apoio de sujeitos normais com o de sujeitos hemiparéticos à mesma velocidade, observa-se que a duração do apoio é similar no lado não acometido e significativamente menor no lado acometido. Isto pode ser atribuído à dificuldade de equilíbrio e manutenção do peso corporal sobre o membro acometido (OLNEY *et al.*, 1991). Em alguns casos, entretanto, pode ocorrer um aumento no tempo de apoio simples do membro acometido, que pode ser decorrente da hiperextensão do joelho (MORRIS *et al.*, 1990).

Em sujeitos hemiparéticos, o tempo de duplo apoio é assimétrico e mais longo do que em sujeitos normais. Quando mais longo no lado acometido, pode estar refletindo dificuldade na transferência de peso do membro não acometido para o membro acometido e limitações no equilíbrio. Porém, quando ocorre no início do duplo apoio do lado não acometido, pode estar indicando dificuldade na fase de impulsão do membro acometido ou limitações do equilíbrio (GOLDIE, MATYAS e EVANS, 2001).

Com relação à atividade eletromiográfica, parece ser consenso entre pesquisadores a existência de uma grande variabilidade inter-individual (von SCHROEDER *et al.*, 1995), uma vez que em sujeitos portadores de distúrbios neurológicos, a estratégia de controle motor é indeterminada, o que resulta em considerável variabilidade nos padrões de marcha (HWANG *et*

*al.*, 2003). Entretanto, Olney e Richards (1996) relatam que, em geral, a atividade eletromiográfica no lado acometido é menor do que no lado não acometido.

Outra característica da eletromiografia (EMG) em sujeitos hemiparéticos é que o nível de atividade elétrica de todos os grupos musculares parece aumentar simultaneamente no momento do contato inicial, atingindo um pico juntos no meio da fase de suporte. Após o apoio final, a atividade de todos os grupos musculares é reduzida, enquanto o membro inicia a fase de balanço (PEAT *et al. apud* OLNEY e RICHARDS, 1996).

Numa tentativa de descrever as diferenças existentes no controle motor de sujeitos hemiparéticos, Knutsson e Richards (1979) classificaram em três tipos os distúrbios motores encontrados. No tipo I, há uma hiperatividade dos reflexos de estiramento, que causa a ativação prematura dos músculos da panturrilha, desde o contato inicial até a fase de apoio médio. Além disso, a prematura ativação dos músculos da panturrilha prejudica a fase de impulsão. O tipo II é caracterizado por baixos níveis de atividade muscular em dois ou mais grupos musculares importantes. Algumas vezes, a ativação de determinados grupos musculares está presente apenas durante a fase de suporte e, em geral, os grupos distais estão mais comprometidos do que os proximais. Há também uma reduzida capacidade de gerar força e estabilizar a perna. No tipo III, os sujeitos não apresentam nem resposta ao alongamento, nem perda da ativação muscular, havendo uma excessiva co-contracção entre os grupos musculares e não há uma seqüência de ativação normal.

### ***1.3 Reabilitação da Marcha após o AVE***

Uma estratégia de reabilitação apropriada estimula a recuperação da função motora tanto em decorrência do uso de áreas não afetadas pela lesão, quanto da reorganização funcional, nos

casos de lesão encefálica permanente (MAURITZ, HESSE e PLATZ, 1997; LIEPERT *et al.*, 2000; MIYAI *et al.*, 2003).

As bases para aquisição, retenção e recuperação da informação em indivíduos saudáveis são as mesmas em indivíduos portadores de hemiparesia. Assim, de acordo com Dobkin (2004), a experiência e o treino estimulam mecanismos neurais de aprendizagem e memória como a potenciação de longa duração, um dos mais prováveis mecanismos moleculares pelo qual sinapses e grupos de neurônios codificam uma nova informação para representar uma habilidade motora (memória de procedimentos) ou reter informações a respeito de fatos ou eventos (memória declarativa).

Um estudo realizado por Liepert *et al.*, (2000) mostrou que uma única sessão de fisioterapia foi capaz de produzir, em sujeitos hemiparéticos, aumento na área de representação do córtex motor, e que esta alteração estava associada a uma melhora na função motora. Além disso, após uma sessão de treino de um movimento específico, foi encontrado um forte aumento na área de representação do músculo responsável pelo movimento estimulado no hemisfério afetado. Isto indica que a plasticidade uso-dependente só ocorrerá se os músculos forem estimulados especificamente.

Apesar de alguns estudos terem relatado que a marcha em esteira e no solo não são completamente idênticas em vários aspectos como força de reação ao solo (WHITE *et al.*, 1998), flexão do quadril, tempo de apoio (ALTON *et al.*, 1998), comprimento do ciclo (MURRAY *et al.*, 1985), entre outros, diversos autores mostraram que o treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso (SPP), tanto em sujeitos hemiparéticos quanto em sujeitos portadores de lesão medular, facilita a recuperação da marcha (FINCH e BARBEAU, 1986; DIETZ *et al.*, 1995; HESSE *et al.*, 1995; VISINTIN *et al.*, 1998; FIELD-FOTE *et al.*, 2001; BARBEAU e VISINTIN, 2003; HESSE *et al.*, 2003).

O treino de marcha em esteira elétrica com suporte de peso tem recebido uma atenção especial por possibilitar estímulos específicos e repetitivos da tarefa em questão. De acordo com Hesse *et al.* (1997), a marcha em esteira por 30 minutos corresponde a cerca de 1000 ciclos, enquanto, na terapia convencional, este número não passa de 50 ciclos. Assim, esses estímulos repetidos, podem propiciar os fenômenos de aprendizagem e memória (KANDEL, SCHWARTZ e JESSEL, 2003) e melhorar os parâmetros espaço-temporais e a qualidade motora da marcha (HESSE *et al.*, 2003).

Esta estratégia de reabilitação aparentemente orienta os programas motores espinhais através de estímulos proprioceptivos e modula os GCPs espinhais. *Inputs* proprioceptivos corretos podem aumentar a massa muscular ou melhorar o recrutamento de unidades motoras (WERNIG, NANASSY e MULLER, 2000), além de possibilitar melhores condições para reorganização motora funcional. Essas condições resultam no uso de padrões de marcha espinhais, uma vez que as vias motoras retículo-espinhais descendentes da secção ventral da medula espinhal estão intactas (HESSE *et al.*, 1995).

Além do treino da marcha em esteira com suporte parcial do peso corporal, outro recurso utilizado para melhorar a qualidade das habilidades motoras de indivíduos com AVE é a estimulação elétrica funcional, que possibilita a transmissão de sinais elétricos para os músculos, através de eletrodos posicionados de acordo com as necessidades do paciente e, conseqüentemente, o controle dos movimentos necessários à realização de uma atividade (SOETANO, KUO e BABIC, 2001).

Sabe-se que sujeitos hemiparéticos apresentam padrões anormais de marcha, que incluem equinovarus (excessiva flexão plantar e inversão) ou pé caído (excessiva flexão plantar) e alterações no controle motor seletivo são particularmente proeminentes no pé. Durante a marcha,

o ante-pé do indivíduo hemiparético freqüentemente é friccionado contra o solo, por isso esses sujeitos são muito susceptíveis a quedas e a lesões no tornozelo (PERRY, 1992).

O padrão eletromiográfico típico dos músculos do tornozelo mostra uma redução na atividade do tibial anterior e ativação prematura da atividade muscular do sóleo. As fases de balanço terminal e contato inicial do tibial anterior são perdidas, já que o padrão flexor do tornozelo muda para um padrão extensor e o sóleo inicia sua atividade prematuramente (*ibid*, 1992). De acordo com o conceito de Liberson, a eletroestimulação funcional usa sinais elétricos para estimular os nervos periféricos e, conseqüentemente, controlar os movimentos funcionais. Por isso, o *feedback* aferente mediante a contração pode maximizar a aprendizagem motora durante a ativa repetição do movimento (SOETANO, KUO e BABIC, 2001; CHAE e YU, 2000).

O uso da esteira com SPP em combinação com a eletroestimulação funcional foi relatado em estudos anteriores (HESSE *et al.*, 1995, FIELD-FOTE *et al.*, 2001). A influência do uso de multicanais de eletroestimulação combinados com a esteira com SPP em sujeitos hemiparéticos foi investigada por Hesse *et al.* (1995). Após o programa de treinamento, foi observada em todos os indivíduos melhora nas variáveis da marcha velocidade, comprimento do ciclo e cadência. Embora este estudo tenha importantes implicações para a marcha de sujeitos hemiparéticos e mostrado que o uso combinado da EEF com o treino em esteira com SPP melhora o padrão de marcha, ele foi realizado durante a fase aguda de recuperação quando, de acordo com Schaechter (2004), a recuperação espontânea da função é esperada.

### ***1.4 A Marcha em Superfícies Inclinadas***

As rampas ou superfícies inclinadas são desafios comumente enfrentados tanto por pessoas idosas quanto por indivíduos portadores de deficiência física, e estão frequentemente relacionadas a quedas (BERG *et al.*, 1997). Além disso, rampas são bastante usadas durante a reabilitação de sujeitos portadores de lesão neurológica, com o objetivo de facilitar a ativação muscular. Entretanto, pouco se sabe a respeito dos efeitos da inclinação sobre os músculos relacionados à marcha em sujeitos hemiparéticos. Assim, o segundo estudo realizado consistiu na avaliação da marcha de sujeitos hemiparéticos em superfícies inclinadas.

A dificuldade da marcha sobre superfícies inclinadas depende, obviamente, das características físicas da rampa. De acordo com o padrão recomendado pela Associação Brasileira de Normas Técnicas/ABNT; Norma Brasileira Regulamentadora/NBR 9050:2004 - Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos-, as rampas devem ter inclinações de 5.00 a 8.33%, podendo em alguns casos, dependendo da acessibilidade chegar a 12.5%. Entretanto, é freqüente encontrarmos tanto em ambientes naturais quanto urbanos superfícies com inclinação superior ao padrão sugerido.

A inclinação modifica a influência da gravidade sobre o corpo humano e exerce um profundo efeito sobre o mecanismo da locomoção. Os padrões de marcha mudam continuamente, em geral mais do que é necessário, para satisfazer as limitações cinemáticas (Goswami, 1998). Um dos mais importantes artigos publicados sobre este assunto por Erickson *et al.* (1946) *apud* Lay, Hass e Gregor (2005) mostrou que inclinações entre 0 e 10% não têm influência significativa sobre o comprimento do ciclo e cadência.

De acordo com Kawamura, Tokuhiro e Takechi (1991), em indivíduos normais, há uma redução na velocidade da marcha durante a subida de rampas com inclinação maior que 9°

(16%). Porém, durante a subida de rampas com pequenos graus de inclinação, apenas leves alterações ocorrem nesta variável. Além disso, durante a subida, há uma diminuição da cadência à medida que a inclinação aumenta.

Tokuhiro, Nagashima e Takechi (1985) avaliaram o tempo da fase e duração dos pulsos eletromiográficos e mostraram a presença de intensas modificações nos padrões de ativação muscular em rampas com inclinação maior que 6° (11%), enquanto apenas pequenas modificações foram encontradas em rampas com pequenos graus de inclinação. Isto sugere que maiores graus de inclinação requerem também mais modificações nos padrões motores para manter a estabilidade articular, a propulsão e alinhamento da perna diante da mudança na superfície de apoio.

Diante da orientação da superfície de suporte, são necessários ajustes nos diversos segmentos corporais e posturais devido à alteração da força de reação do solo sobre o novo posicionamento do pé. Assim, para o sistema locomotor, um dos desafios da marcha sobre superfícies inclinadas é a mudança na trajetória do membro durante a fase de balanço, para assegurar tanto a fase de impulsão, quanto o contato inicial solo-calcanhar (PRENTICE *et al.*, 2004).

Prentice *et al.* (2004) realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar as adaptações locomotoras que ocorrem durante a transição solo-rampa. Seus resultados mostraram que durante a fase de apoio, imediatamente antes do passo sobre a rampa, ocorrem pequenas mudanças na postura corporal e trajetória da perna, porém, durante a fase de balanço, enquanto a perna se aproxima da superfície inclinada, até o contato inicial do pé com o solo, ocorre um significativo aumento na flexão do quadril, joelho e tornozelo.

A análise da marcha em esteira com diferentes graus de inclinação também requer adaptações posturais. Leroux, Fung e Bareau (2002) e Lay, Hass e Gregor (2005) mostraram que

a marcha em esteira inclinada provoca um aumento na flexão do quadril, joelho e tornozelo desde o balanço médio até o contato final. E quanto mais acentuada a inclinação, maior a flexão destas articulações. Este estudo relatou também um aumento no comprimento do ciclo, e redução na sua duração, à medida que a inclinação aumentava (de 0 a 10%). Tronco e quadril mostraram padrões de adaptação similares durante a marcha inclinada, ou seja, com o aumento da inclinação da esteira, observou-se um aumento da inclinação anterior e flexão, respectivamente.

Em indivíduos portadores de distúrbios neurológicos, a adaptabilidade do padrão locomotor às exigências externas fica comprometida. Leroux, Fung e Bateau (1999) relataram que a marcha em esteira inclinada (de 0 a 15°) em sujeitos normais produz marcante modulação na amplitude da atividade eletromiográfica. Entretanto em sujeitos portadores de lesão medular, a amplitude do EMG foi minimamente afetada na maioria dos músculos. O tempo e a duração da atividade eletromiográfica também foram modulados nos sujeitos normais, porém apenas alguns dos indivíduos portadores de lesão medular, apresentaram adaptações nesta variável.

# 2 Estudo 1

---

**Treino em esteira com suporte parcial de peso associado à estimulação elétrica funcional do nervo fibular melhora a marcha de sujeitos hemiparéticos**

## ***2.1 Objetivo***

Avaliar os efeitos do treino em esteira com suporte parcial de peso associado à estimulação elétrica funcional do nervo fibular sobre as variáveis espaço-temporais da marcha e recuperação da função motora de sujeitos hemiparéticos.

## **2.2 *Materiais e Método***

### **2.2.1 *Caracterização dos Sujeitos***

Este projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de São Carlos (Anexo 1). Todos os sujeitos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras das Pesquisas Envolvendo Humanos, Resolução 196/1996, do Conselho Nacional de Saúde (Anexo 2).

Participaram deste estudo 8 sujeitos hemiparéticos (2 mulheres e 6 homens; média de idade  $56.6 \pm 10.26$  anos). Seis indivíduos eram portadores de hemiparesia direita e dois de hemiparesia esquerda, e a média do intervalo compreendido entre a lesão e o início do treinamento foi de  $17.3 \pm 10.9$  meses. A etiologia da lesão foi classificada em isquemia (6 casos) e hemorragia (2 casos) na região da artéria cerebral média, comprovados por exames de Tomografia Computadorizada.

A espasticidade foi avaliada por meio da Escala de Espasticidade de Ashworth Modificada (0 a 5). De acordo com Bohannon e Smith (1987), 0 representa nenhum aumento no tônus muscular e 5 indica que a articulação se encontra rígida em flexão ou extensão (Anexo 3). A marcha foi avaliada pelo protocolo de Categoria de Deambulação Funcional (FAC – Functional Ambulatory Category (0 a 5) que se baseia numa distância de 10 m (Anexo 4), onde o nível 2 é definido como dependência contínua ou intermitente de outra pessoa para ajudar no equilíbrio ou coordenação, e o nível 3 é definido como apenas necessidade de supervisão verbal (WADE, 1992). Como critérios de inclusão, foi determinado que: a espasticidade deveria ser classificada em níveis 2 e 3 de acordo com a Escala de Espasticidade de Ashworth Modificada, e a marcha em níveis 2 e 3 do teste FAC; os sujeitos não deveriam apresentar instabilidade cardíaca nem severo comprometimento cognitivo.

### **2.2.2 Avaliação da Função Motora**

A recuperação motora dos sujeitos foi avaliada antes e um dia após cada período de treinamento por meio da Avaliação da Reabilitação Motora após AVE (STREAM - *Stroke Rehabilitation Assessment of Movement*) que, de acordo com Daley *et al* (1992), consiste em um instrumento que possibilita o acompanhamento da recuperação da mobilidade básica e movimento voluntário de membros (Anexo 5). O número máximo de pontos obtidos com o STREAM é 60 e pontuações mais altas indicam melhor função.

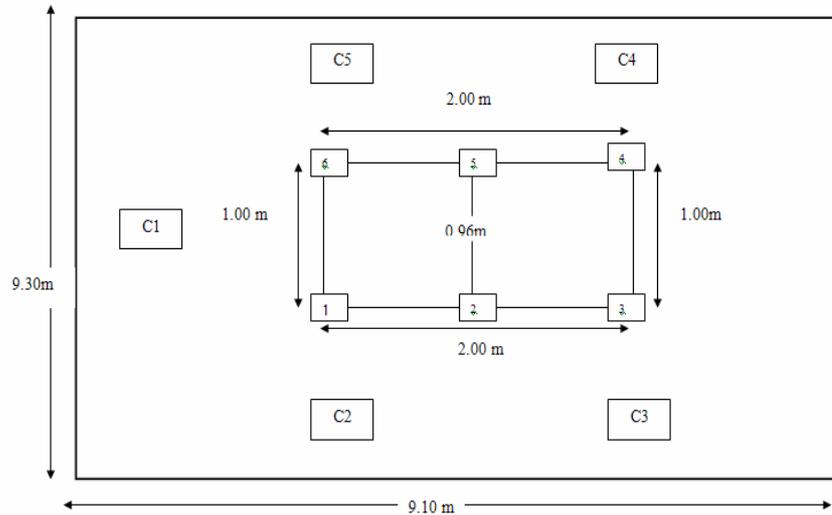
### **2.2.3 Avaliação do Índice de Assimetria de Descarga de Peso**

O índice de assimetria de descarga de peso foi avaliado com o uso de duas balanças portáteis. Os sujeitos foram instruídos a posicionar um pé sobre cada balança e a se manterem em pé durante 3 minutos. A diferença percentual entre as duas escalas foi repetida três vezes e a média entre essas medidas foi considerada como índice de assimetria de descarga de peso.

### **2.2.4 Análise da Marcha**

O sistema instrumental utilizado para a análise de marcha foi constituído por 5 filmadoras digitais, posicionadas de modo a permitir uma visualização anterior, lateral e posterior dos sujeitos (Figura 1). A calibração das câmeras baseou-se no método de transformação linear, e os parâmetros de calibração foram usados para a reconstrução em 3D do posicionamento dos marcadores. Marcadores esféricos reflexivos ( $\varnothing=10$  mm) foram posicionados em pontos anatômicos dos membros inferiores dos sujeitos, de acordo com o protocolo de análise de marcha descrito por Andrade (2002). As filmagens foram coletadas a uma frequência de 60 Hz

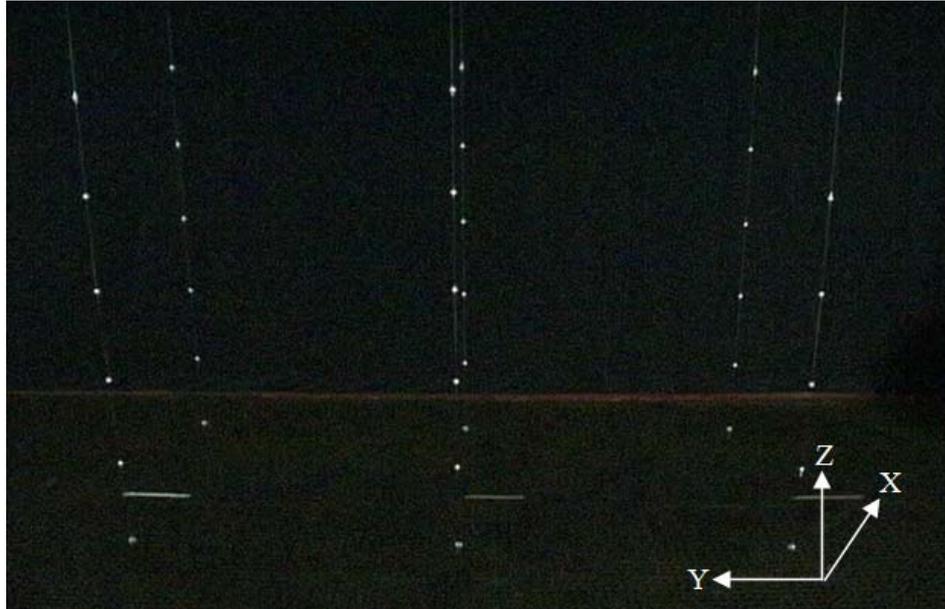
com *shutter* de 1/500s. Foi usado o sistema Dwideow para processar os parâmetros cinemáticos (FIGUEROA, LEITE e BARROS, 2003).



**Figura 1: Planta baixa do Laboratório para análise da marcha.**

Legenda: 1,2,3,4 e 5 = fios de prumo para delimitação da área e calibração das câmeras;  
C1 a C5 = posicionamento das filmadoras.

O sistema de calibração foi constituído por 6 fios de prumo fixados a duas hastes metálicas presas ao teto da sala para a calibração das câmeras. Cada fio de prumo possuía, ao longo de seu comprimento, seis esferas de material plástico fixadas a uma distância de 30 centímetros, umas das outras. Desta forma, os calibradores foram posicionados de modo a formar um cubo, cujas coordenadas eram conhecidas. A medição da posição das esferas em relação ao ambiente foi realizada através de um Teodolito Mecânico com precisão 1 – T100, e trena metálica de 3 m com graduação em milímetros, que possibilitou determinar coordenadas locais X, Y e Z (Anexo 6) para esferas dispostas no espaço por meio dos fios (Figura 2). Foi definido um sistema de coordenadas com 3 eixos ortogonais entre si, um sistema cartesiano, onde a vertical foi definida como sendo z, a direção da largura como sendo x e a direção do comprimento como sendo y.



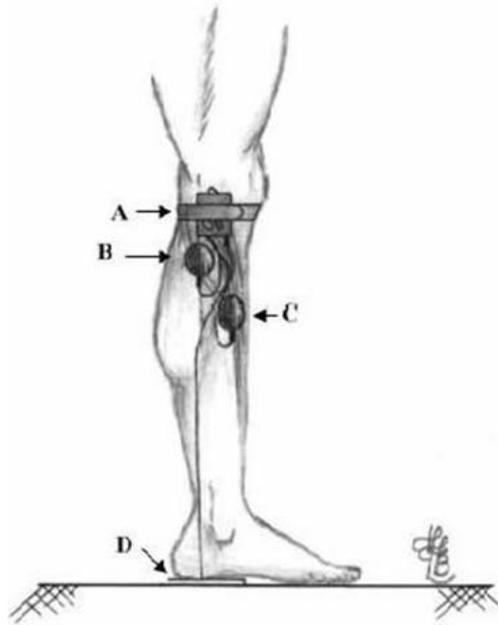
**Figura 2: Sistema de Calibração:** Fios de prumo delimitados por marcadores

### 2.2.5 *Eletroestimulador*

Foi utilizado como estimulador neuromuscular a Palmilha Eletrônica Dorsiflex, que possui os seguintes parâmetros: ondas quadradas bifásicas simétricas com trens de pulso de 150 ms de duração, frequência de 25 pulsos/s, duração de pulso de 1 ms e intensidade entre 60 a 100 Å. A intensidade do pulso foi regulada de acordo com a tolerância do sujeito e do nível de estimulação necessária para provocar a contração muscular requerida para o movimento desejado.

A Palmilha Eletrônica Dorsiflex é alimentada por uma bateria 12 V, e constituída por um par de eletrodos auto-adesivos posicionados no ponto motor do nervo fibular e ventre do músculo tibial anterior (Figura 3) uma palmilha sensora posicionada dentro do sapato, e uma cinta de velcro que mantém o eletroestimulador preso à perna. A eletroestimulação é iniciada na

fase de balanço quando o paciente inicia a troca de passos, ajudando na dorsiflexão e eversão do pé e é interrompida quando o paciente toca o calcanhar no chão.



**Figura 3: Posição dos Sistema de Eletroestimulação:** (A) Eletroestimulador, (B) Eletrodo de estimulação posicionado sobre o ponto motor do nervo fibular, entre a fossa poplíteica e a cabeça da fíbula (C) Eletrodo posicionado sobre o ventre do Tibial Anterior, (D) Footswitch posicionado sob o calcanhar do lado acometido, dentro do sapato.

### 2.2.6 *Protocolo Experimental*

Os participantes do estudo foram treinados em esteira com suporte parcial de peso. O peso corporal foi aliviado em 30% ao início do estudo. Essa proporção foi reduzida à medida que os sujeitos melhoravam sua tolerância à atividade e conseguiam manter o peso do corpo sobre a perna parética, durante a fase de apoio, e realizar a fase de balanço sem ajuda do terapeuta. Durante cada sessão de treino, os sujeitos foram encorajados a caminhar tão rápido quanto possível, desde que fosse preservada a qualidade da marcha, e a velocidade foi aumentada, de acordo com a habilidade de cada um deles.

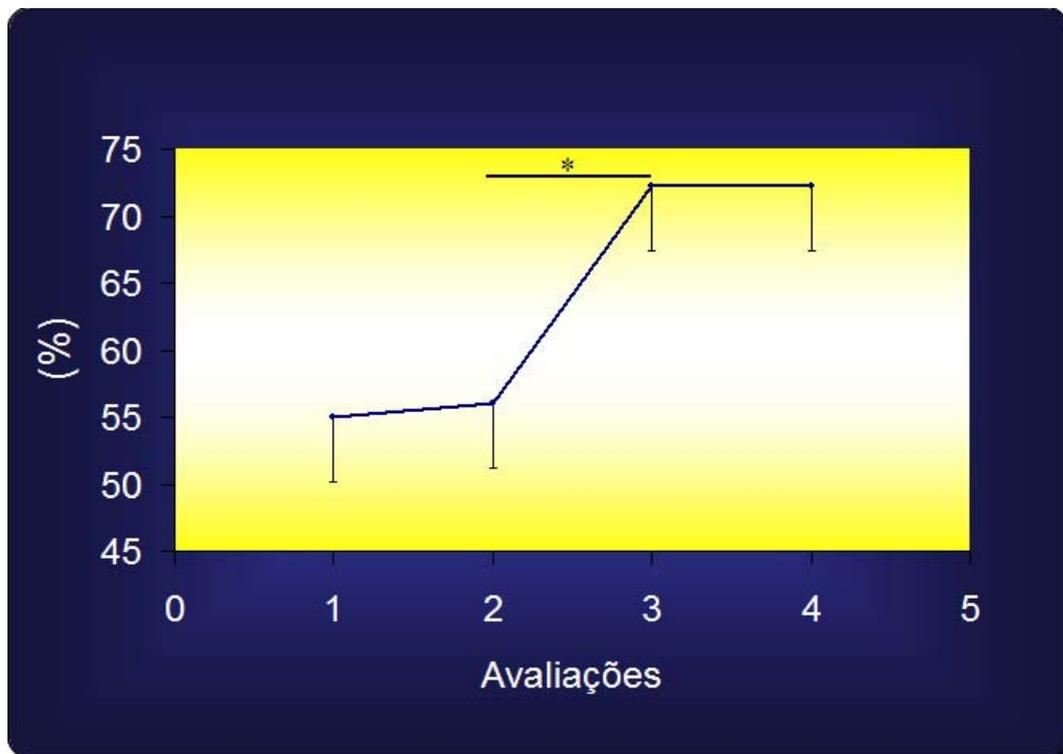
O período de eletroestimulação foi ajustado de acordo com o *feedback* dos pacientes, ao longo de 35 a 40 minutos de estimulação. O treino na esteira com SPP consistiu em 27 sessões de 45 minutos (três dias por semana, durante nove semanas). Assim, o modelo A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub> foi aplicado da seguinte forma: A<sub>1</sub>: Treinamento em esteira com suporte parcial de peso; B: Treinamento em esteira com suporte de peso associado à eletroestimulação do músculo tibial anterior; A<sub>2</sub>: Treinamento em esteira com suporte parcial de peso.

### **2.2.7 Análise Estatística**

Para análise estatística utilizou-se o *software GB-STAT*. Foi realizada uma análise estatística descritiva para comparar os resultados obtidos inicialmente, e compará-los com os dados obtidos após as diferentes fases de treinamento. Os dados foram submetidos a um teste de Homogeneidade (*Levene*) e análise de variância ANOVA com medidas repetidas, seguida do teste *post hoc Bonferroni* para as variáveis contínuas (velocidade, duração e comprimento do ciclo, cadência, duração do tempo de balanço e de apoio) antes e depois de cada fase. Para todos os testes, foi considerado o nível de significância de 5%.

### 2.3 Resultados

O percentual de recuperação motora dos pacientes, avaliado pelo STREAM (*Stroke Rehabilitation of Movement*) no início e final de cada fase de treinamento mostrou melhora nas funções motoras após as fases de treino como pode ser visto na Figura 4.



**Figura 4: STREAM – Média de pontos obtidos no início e após cada fase de treinamento (\*p < 0.01)**

Comparando-se as avaliações 1 e 2, não foi encontrada nenhuma alteração nas funções motoras. A primeira avaliação mostrou que os sujeitos realizaram uma média de 54.9±21.9% das atividades propostas pelo STREAM, correspondendo à média de 33±13.2 pontos, num escore máximo de 60 pontos, enquanto na segunda avaliação, este percentual aumentou para 56±21.2% das atividades avaliadas, o que corresponde à média de 33.6±12.7 pontos (Figura 4 e Tabela 1).

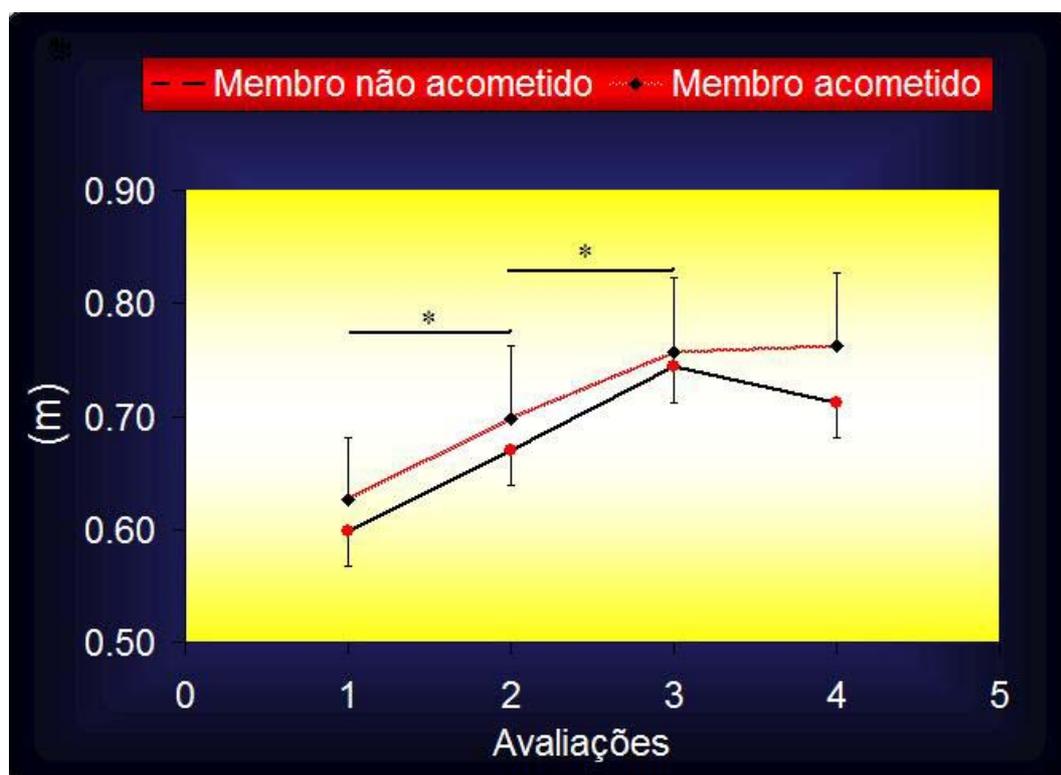
**Tabela 1: STREAM – Pontos obtidos pelos sujeitos em cada avaliação**

Suj	Fase Pré-treino					Após fase A <sub>1</sub>					Após fase B					Após fase A <sub>2</sub>				
	MS	MI	MB	T	%	MS	MI	MB	T	%	MS	MI	B	T	%	MS	MI	MB	T	%
	M																			
1	14	7	10	31	51,6	14	8	10	32	53,3	20	13	15	48	80	20	13	15	48	80
2	10	12	10	32	53,3	10	12	10	32	53,3	18	16	16	50	83,3	18	16	16	50	83,3
3	11	18	15	44	73,3	11	18	15	44	73,3	12	18	17	47	78,3	13	19	17	49	81,6
4	11	11	17	39	65	11	11	17	39	65	17	19	18	54	90	17	19	18	54	90
5	18	18	18	54	90	18	18	18	54	90	18	20	19	57	95	19	20	19	58	96,6
6	7	11	14	32	53,3	7	12	14	33	55	8	16	15	39	65	8	17	16	41	68,3
7	3	7	10	20	33,3	3	7	13	23	38,3	4	8	17	29	48,3	4	9	17	30	50
8	0	3	9	12	20	0	3	9	12	20	1	5	11	17	28,3	1	5	11	17	28,3
M	9,2	10,9	12,9	33	54,9	9,2	11,1	13,2	33,6	56,0	12,2	14,4	16	42,6	71	12,5	14,7	16,1	43,4	72,3
DP	5,8	5,3	3,6	13,2	21,9	5,8	5,2	3,4	12,7	21,2	7,2	5,4	2,4	13,6	22,6	7,4	5,4	2,4	13,6	22,72

MS: Membro superior; Mi: Membro inferior; MB: Mobilidade básica; T: total de pontos. M: média de pontos; DP: Desvio Padrão

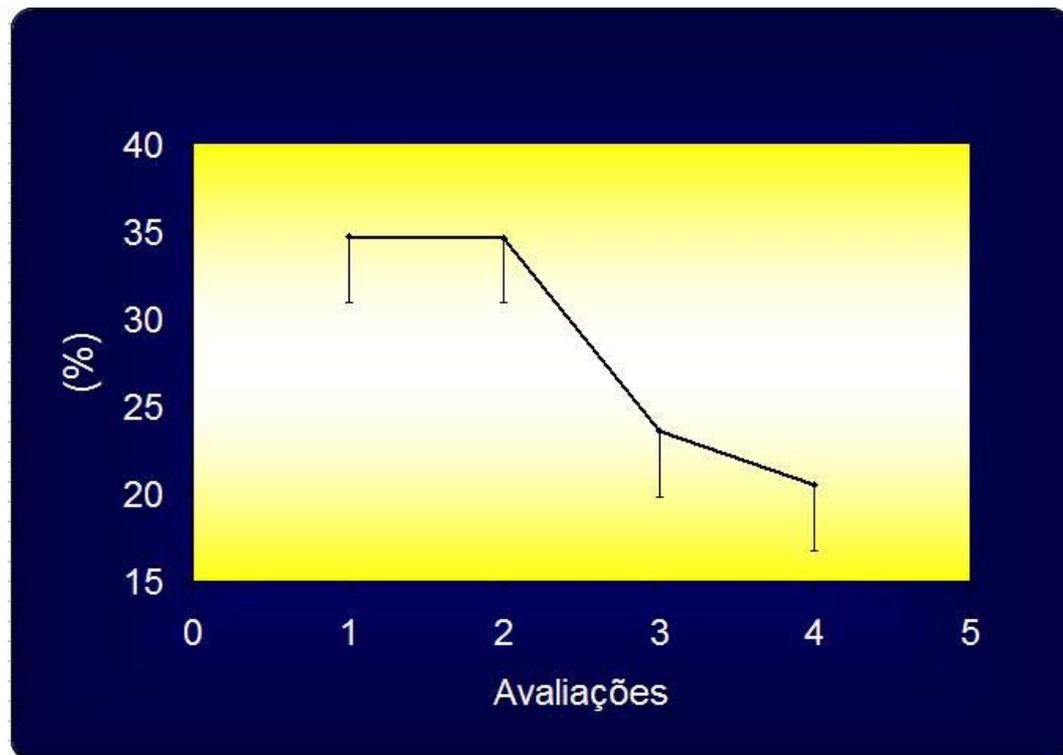
O teste de análise das variâncias (ANOVA) revelou diferenças estatisticamente significantes entre as avaliações 2 e 3 ( $p < 0.01$ ). A avaliação 3 mostrou um aumento percentual para  $71\% \pm 22.6$ , alcançando a média de  $42.6 \pm 13.6$  pontos (Figura 4). Na avaliação 4, os sujeitos realizaram  $72.3 \pm 22.7\%$  das atividades, o que corresponde a  $43.4 \pm 13.6$  pontos. Estes resultados indicam que entre as avaliações 1 e 2 não foram encontradas alterações significativas (54.9 para 56%) por meio do STREAM. Entretanto, após a fase B, houve aumento significativo nas funções motoras (de 56 para 71%, com  $p < 0.01$ ). Esta melhora funcional se manteve estável em 72.3% após fase A<sub>2</sub> (Figura 4).

A análise dos dados revelou um aumento no comprimento do ciclo tanto do membro acometido como do membro não acometido após as fases A<sub>1</sub> e B (Figura 5). Entretanto, após a fase A<sub>2</sub> não houve modificação nesta variável. Além disso, a simetria do comprimento do ciclo melhorou de 84.69 para 94.26m ( $p < 0.01$ ) após a fase B, mas após as fases A<sub>1</sub> e A<sub>2</sub>, houve tendência de redução nesta variável (Tabela 2).



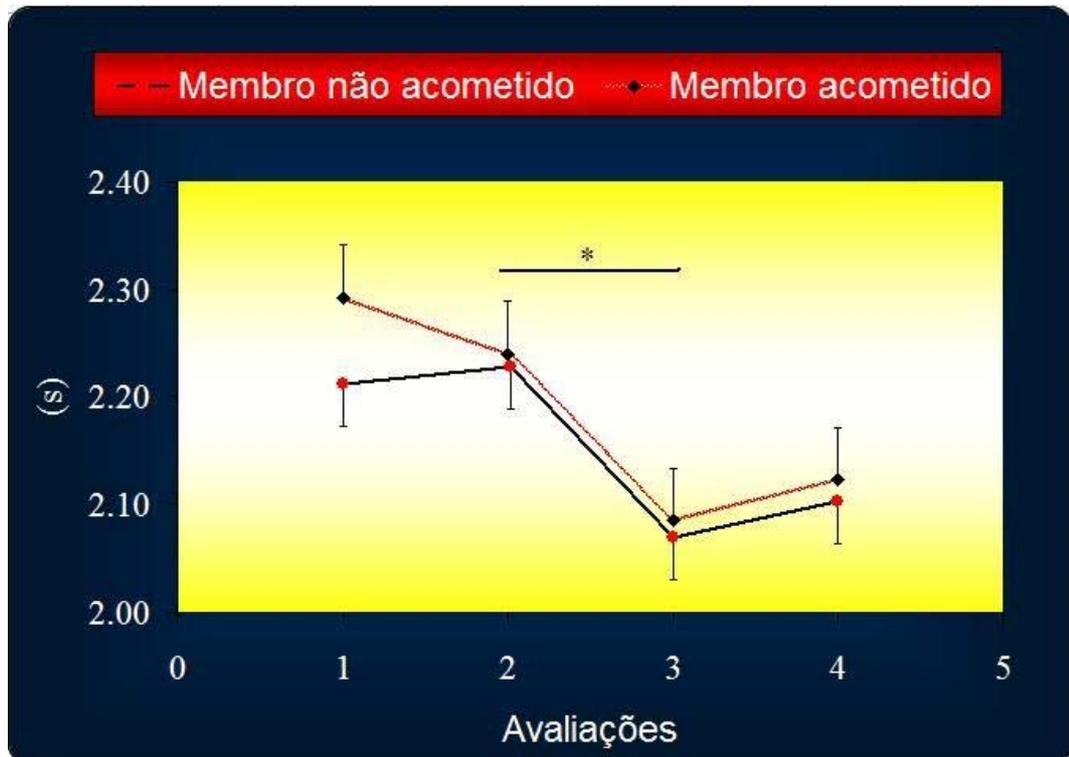
**Figura 5: Comprimento do Ciclo - Média do comprimento do ciclo dos sujeitos no início após cada fase de treinamento (\* $p < 0.01$ ).**

Antes do treino em esteira, a média para o índice de assimetria de descarga de peso foi de 34,17%. Após as fases A<sub>1</sub>, B e A<sub>2</sub>, a assimetria foi alterada para 34.96%, 23.57% e 20.48%, respectivamente, como pode ser visualizado na Figura 6. Entretanto nenhuma mudança estatisticamente significativa foi encontrada nesta variável.



**Figura 6: Índice de Assimetria de Descarga de Peso - Média do índice de assimetria de descarga de peso dos sujeitos no início e após cada fase de treinamento**

A média de duração do ciclo do membro acometido e não acometido mostrou redução, durante a fase B, de  $2.24 \pm 1.26$  para  $2.09 \pm 1.26$  ( $p < 0.01$ ) e de  $2.23 \pm 1.26$  para  $2.07 \pm 1.28$  ( $p < 0.01$ ), respectivamente. Após as fases A<sub>1</sub> e A<sub>2</sub> não houve alterações significativas nesta variável (Figura 7).



**Figura 7- Duração do Ciclo - Média da duração do ciclo dos sujeitos no início após cada fase de treinamento (\*  $p < 0.01$ )**

A velocidade da marcha aumentou durante as fases de treino A<sub>1</sub> e B em ambos os membros inferiores. Após a fase B, observou-se, no membro não acometido, um aumento de  $0.44 \pm 0.36$  para  $0.53 \pm 0.38$  m/s ( $p < 0.01$ ) enquanto no membro acometido, o aumento foi de  $0.45 \pm 0.33$  para  $0.54 \pm 0.37$  ( $p < 0.01$ ). Após a fase A<sub>2</sub> foi encontrada uma redução nesta variável, em ambos os membros inferiores (Figura 8).

Uma vez que a cadência é linearmente relacionada à velocidade, os efeitos do treino para esta variável foram similares. A cadência aumentou após as fases A<sub>1</sub> de  $68.13 \pm 30.5$  para  $69.94 \pm 33.28$  no lado não acometido e de  $67.37 \pm 31.53$  para  $69.69 \pm 33.33$  no lado acometido. Após a fase B, a média da cadência foi para  $76.21 \pm 36.11$  no lado acometido e  $72.44 \pm 31.84$  no lado não acometido, mas após a fase A<sub>2</sub> houve uma tendência à redução na cadência para ambos os membros (Figura 9).

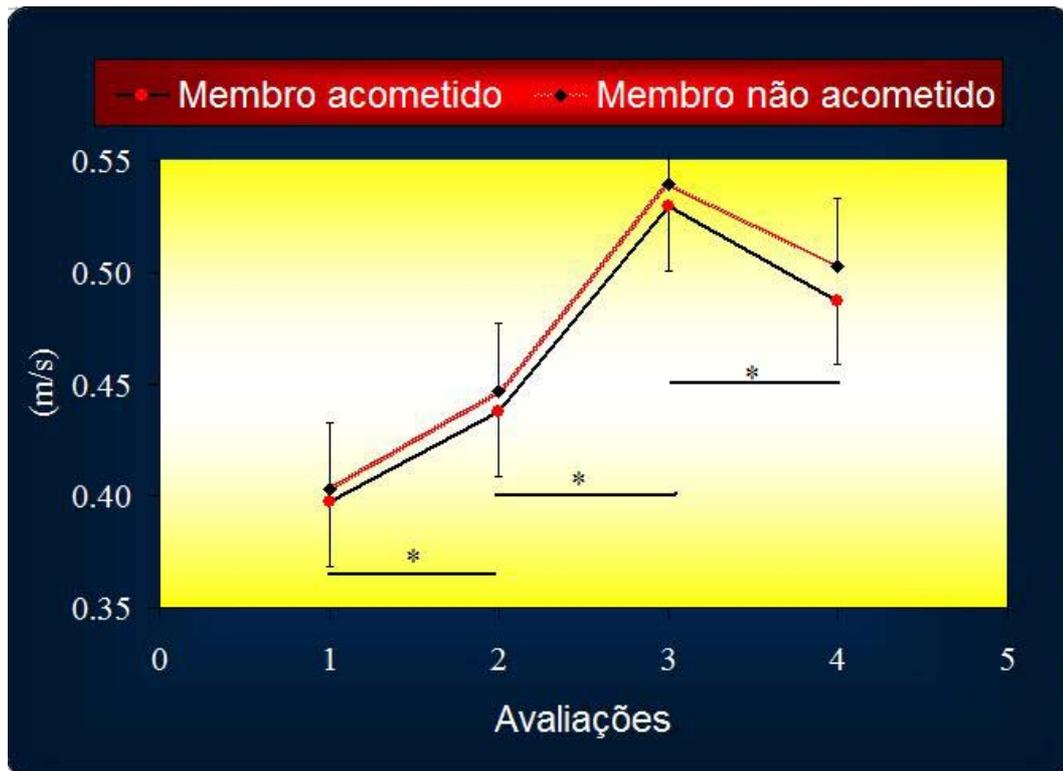


Figura 8: Velocidade do Ciclo - Média da velocidade do ciclo dos sujeitos no início e após cada fase de treinamento (\*  $p < 0.01$ )

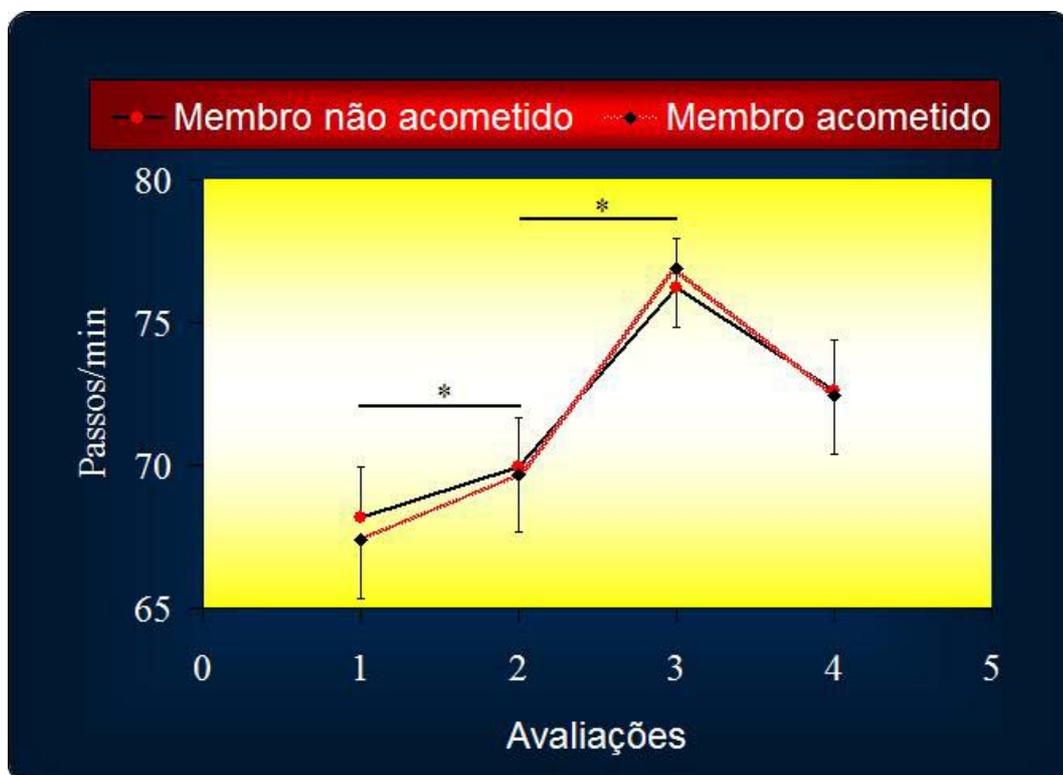


Figura 9: Cadência - Média da cadência dos sujeitos no início e após cada fase de treinamento (\*  $p < 0.01$ )

Na Tabela 2 está apresentada uma análise comparativa entre as variáveis do ciclo da marcha, mostrando as médias e desvios padrões dos sujeitos, nas três fases de treino, durante as quais houve tendência a redução na duração da fase de apoio e aumento na duração da fase de balanço. A fase de apoio relativa ao ciclo, no membro acometido, aumentou significativamente ( $p<0.01$ ) após a fase B. A simetria da fase de apoio apresentou a tendência à redução após as diferentes fases de treinamento. Entretanto, houve uma exceção após a fase A<sub>1</sub>, quando se observou tendência a aumento nesta variável. A proporção da simetria da fase de balanço mostrou aumento significativo após as fases A<sub>1</sub> e B, enquanto a proporção da simetria do ciclo apresentou melhora significativa após a fase B.

**Tabela 2: Variáveis do Ciclo da Marcha**

		<b>Avaliação 1</b>	<b>Avaliação 2</b>	<b>Avaliação 3</b>	<b>Avaliação 4</b>
<b>Tempo de Apoio Total (s)</b>	MNA	1.85 ± 1.2	1.80±1.3	1.66±1.3*	1.69±1.3
			(2,82)	(8,38)	(-1,85)
	MA	1.75 ± 1.1	1.69 ± 1.1	1.58±1.2*	1.60±1.2
			(3,74)	(6,76)	(-1,39)
<b>Tempo de Apoio simples (%)</b>	MNA	29.40 ± 0.1	30.69 ± 0.2	28.40±0.2	29.07±0.2
			(1,29)	(2,29)	(0,67)
	MA	20.90± 0.1	25.59± 0.2	28.19±0.2*	27.24±0.1
			(4,69)	(2,6)	(-0,95)
<b>Tempo de Balanço (s)</b>	MNA	0.37 ± 0.14	0.43 ± 0.17	0.45±0.2	0.44±0.1
			(-15,27)	(4,71)	(1,19)
	MA	0.54 ± 0.15	0.55± 0.17	0.56±0.16	0.53±0.14
			(-1,64)	(9,50)	(-4,10)
<b>Tempo de Duplo Apoio (%)</b>	MNA	50.52 ± 1.1	46.18 ± 1.2	47.52± 1.2	45.09± 1.2
			(-4,34)	(1,34)	(-2,43)
	MA	51.18 ± 1.2	46.33 ± 1.2 (-4,84)	46.50± 1.3 (0,17)	46.82± 1.2 (0,33)
<b>Simetria do Apoio (%)</b>		89.89± 0.1	91.44 ± 0.2 (1,55)	89.34± 0.1 (-2,10)	85.40± 0.1 (-3,95)
<b>Simetria do Balanço (%)</b>		62.07 ± 0.2	71.25± 0.2 * (9,18)	78.17± 0.2 * (6,92)	66.98± 0.2 (-1,19)
<b>Simetria do Ciclo (%)</b>		89.36 ± 0.1	84.69 ± 0.1 (-4,67)	94.26± 0.1* (9,58)	89.70± 0.1 (-4,56)

Nota: Os dados expressam a média±desvio padrão das variáveis; asteriscos indicam diferenças estatisticamente significativas entre as fases A<sub>1</sub> e B (\* $p<0.01$ ). Os números entre parênteses são as diferenças percentuais entre as fases A<sub>1</sub>, B e A<sub>2</sub>. MA: Membro acometido; MNA: Membro não acometido.

## 2.4 *Discussão*

Durante as nove semanas de treinamento em esteira com suporte parcial de peso, observou-se que os indivíduos apresentaram melhora significativa tanto na realização de funções motoras quanto nas variáveis espaço-temporais da marcha. Entretanto, durante as três semanas de treinamento em esteira com suporte parcial de peso, combinado com estimulação elétrica funcional, os sujeitos mostraram uma melhora efetiva nas seguintes variáveis: duração do ciclo, tempo de apoio e cadência, bem como simetria do tempo de balanço e do ciclo.

O status motor é um fator de grande importância para a qualidade e desempenho da marcha na hemiplegia e parece ser fortemente dependente do grau de recuperação motora (BRANDSTATER *et al.*, 1983). As avaliações realizadas por meio do STREAM apontaram considerável melhora nas funções motoras dos membros inferiores e mobilidade básica, enquanto as atividades motoras dos membros superiores mudaram levemente. Os resultados mostraram que durante a fase B, os sujeitos tiveram marcante melhora nas funções motoras, principalmente com relação à mobilidade do membro inferior e mobilidade básica. Houve também tendência a redução na assimetria de descarga de peso durante a fase B, embora a mudança não tenha sido estatisticamente significativa, provavelmente em decorrência da variabilidade entre os sujeitos.

Cada vez mais, as evidências sugerem que o treino em esteira em sujeitos hemiparéticos melhora a aprendizagem motora após o AVE, uma vez que possibilita o treino da repetição ativa do movimento (HESSE *et al.*, 1995; KANDEL, SCHWARTZ e JESSEL, 2003). Além disso, impulsos proprioceptivos e cutâneos associados à repetição do movimento, induzem a potenciação de longa duração no córtex motor que, por sua vez

modifica a excitabilidade de neurônios motores e facilita a aprendizagem motora (HESSE *et al.*, 1999; DOBKIN, 2004).

Sabe-se que a posição equinovarus do pé é uma freqüente alteração na hemiparesia, causando insuficiente dorsiflexão durante a fase de balanço. Além disso, o pé espástico caído pode inibir o posicionamento apropriado do pé durante o contato inicial. Os resultados da avaliação da função motora e do índice de assimetria de descarga de peso indicaram que a estimulação elétrica funcional, combinada ao treino de marcha em esteira com suporte de peso, permitiu melhora na simetria de descarga de peso, assim como no controle motor das extremidades inferiores.

Sujeitos hemiparéticos apresentam reduzida capacidade de geração do momento de força, devido à alteração nas atividades das unidades motoras, causando assimetria no comprimento do ciclo (ADAMS, GANDEVIA E SKUSE *et al.*, 1990; CANNING, ADA e O'DWYER, 1999; OLNEY e RICHARDS, 1996). A análise qualitativa das imagens filmadas mostrou que o contato solo-calcanhar durante o contato inicial de alguns sujeitos apresentou uma peculiaridade: inclinação do tronco durante o início da fase de balanço do membro acometido. De acordo com Edgerton (2004), a troca de descarga de peso de uma perna para a outra e o deslocamento da cabeça e tronco de forma a estender a perna, facilita a iniciação da marcha e proprioceptivamente, esta manobra é similar à descarga de peso no final da fase de apoio, o que acilita o início da fase de balanço. Este padrão de movimento pode acarretar um maior comprimento do ciclo no membro do lado acometido. Além disso, a redução da estabilidade no membro inferior acometido, também pode favorecer a redução no comprimento do ciclo no membro acometido e assimetria (GOLDIE, MATYAS e EVANS, 2001).

Outro problema funcional apresentado por indivíduos hemiparéticos é a excessiva flexão plantar do tornozelo. Essa flexão leva a uma perda da estabilidade durante a fase de apoio, ao encurtamento do comprimento do ciclo e redução da velocidade. Durante o

balanço, a excessiva flexão plantar do tornozelo obstrui o avanço do membro e causa atraso no contato inicial do calcanhar com o solo, ou mesmo o início de uma efetiva compensação (PERRY, 1992). Assim, a estimulação elétrica funcional pode ter facilitado a reaprendizagem motora e melhorado o movimento de dorsiflexão do tornozelo (SOETANO, KUO E BABIC, 2001; CHAE e YU, 2000). Além disso, o aumento no comprimento do ciclo no membro inferior acometido pode estar relacionado à melhora da tríplice flexão, devido à extensão do quadril e gradual diminuição da atividade extensora, ou ainda pode estar relacionado à melhora no impulso devido à redução do equinvaro do pé. O aumento no comprimento do ciclo no membro não acometido pode ter ocorrido devido à melhora na descarga de peso sobre o lado acometido.

As avaliações realizadas após as fases de treino mostraram ter havido melhora na média do comprimento dos ciclos durante as fases A<sub>1</sub> e B (Figura 5). Entretanto, durante a fase A<sub>2</sub>, os membros não apresentaram melhora no comprimento do ciclo. Apesar da significativa melhora observada durante as fases A<sub>1</sub> e B, não podemos afirmar que o treino em esteira combinado com a eletroestimulação funcional resultou em grande melhora no comprimento do ciclo, uma vez que o percentual de melhora durante a fase B foi menor do que durante a fase A<sub>1</sub>.

A redução na duração do ciclo foi observada apenas durante a fase B, o que sugere influência efetiva do treino em esteira com SPP combinado com a eletroestimulação funcional. Considerando que a velocidade consiste na razão entre o comprimento e a duração, quando o comprimento aumenta e há redução na duração, a velocidade aumenta. Os resultados mostraram melhora na velocidade do ciclo durante as fases A<sub>1</sub> e B para ambos os membros. Entretanto, durante a fase A<sub>2</sub>, houve redução nesta variável, provavelmente devido à tendência ao aumento na duração do ciclo durante esta fase. A avaliação da velocidade mostrou resultado mais efetivo na fase B do que na fase A<sub>1</sub>, o que indica que a intervenção

com a estimulação elétrica funcional pode ter influenciado a velocidade da marcha, como já foi mostrado em outros estudos (HESSE *et al.*, 1999; POHL *et al.*, 2002; FIELD-FOTE *et al.*, 2002). De acordo com Brandstater *et al.* (1993), a velocidade da marcha está relacionada ao estágio de recuperação motora e, neste estudo, os sujeitos hemiparéticos andaram mais rápido após a fase B, quando também apresentaram significativa melhora do grau de recuperação motora.

A marcha de um sujeito com hemiparesia é visivelmente mais lenta do que a de uma pessoa normal. Alguns autores mostraram que sujeitos que se locomovem à velocidade média de 1.1 a 1.5 m/s são funcionalmente mais capazes de realizar suas atividades em diferentes ambientes e contextos sociais (HESSE *et al.*, 1995; POHL *et al.*, 2002; DOBKIN, 1999). Neste estudo, a média de velocidade variou entre 0.4 e 0.53m/s, o que está abaixo da velocidade sugerida para obtenção de independência funcional. Entretanto, o treino parece ter promovido uma melhora nesta variável e sugere melhora funcional nestes sujeitos.

De acordo com Olney e Richards (1996), a incapacidade de gerar força prejudica a fase de balanço do membro acometido, uma vez que o momento de força de flexão produzido no quadril é insuficiente para reverter a extensão da coxa e promover o equilíbrio do tronco, enquanto o membro não acometido aproxima-se do contato inicial. Entretanto durante o treino em esteira, a extensão do quadril é assistida pelo deslizamento constante da esteira, e evidências indicam que a extensão do quadril alcançada ao final da fase de apoio pode facilitar a tríplex flexão no início da fase de balanço, como consequência da ativação de geradores rítmicos (DOBKIN, 2000).

Na marcha hemiparética, a fase de apoio de ambos os lados, acometido e não acometido, é maior do que na marcha normal e ocupa grande proporção do ciclo. As fases de apoio e duplo apoio do lado não acometido são significativamente maiores do que as do lado acometido. Essas alterações na fase de suporte da marcha podem ocorrer devido à sinergia

extensora dos músculos da perna e pé. Além disso, sujeitos hemiparéticos têm medo da instabilidade lateral e, para controlar a estabilidade médio-lateral, aumentam o tempo de duplo suporte (OLNEY e RICHARDS, 1996).

Os resultados da fase de apoio mostraram redução desta variável na fase B (Tabela 2), o que sugere uma melhora no padrão de marcha. Também foi observado que na fase B, o apoio simples só aumentou no lado acometido, o que pode ser atribuído a uma ativa correção da dorsiflexão e eversão do pé, associado à melhora do déficit de equilíbrio, propriocepção e controle motor seletivo.

Um limitação do presente estudo foi a possibilidade de um *carry-over*, ou seja, da sobreposição de efeitos de uma fase de treinamento sobre a seguinte. Entretanto, o *design* A-B-A permite a avaliação do mesmo sujeito durante a realização de diferentes procedimentos. Este *design* tem sido utilizado em diversos outros estudos (HESSE *et al.* 2002; KNOX e EVANS, 2002; CROSS e TYSON, 2003), nos quais os cada sujeito age como seu próprio controle. Outra limitação foi o reduzido número de indivíduos treinados. Apesar do grande número de indivíduos hemiparéticos no Departamento de Reabilitação Neurológica da UFSCar, a maioria deles encontra-se na fase aguda (com menos de 6 meses de lesão) e entre nem sempre os que se encontram na fase crônica têm condições físicas que permitem sua participação em todas as fases de uma pesquisa como esta.

Outros estudos são necessários para que se possam compreender mais profundamente os efeitos da FES na marcha de sujeitos hemiparéticos, entretanto, apesar de algumas limitações, este estudo trás importantes informações sobre a influência da FES combinada à esteira com SPP em sujeitos hemiparéticos crônicos e pode ajudar a otimizar a abordagem terapêutica adotada pelo fisioterapeuta.

## **2.5 Conclusão**

Os resultados deste estudo mostraram que, além dos já conhecidos efeitos do treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso na restauração dos padrões de marcha após o AVE, o uso combinado da eletroestimulação funcional do nervo fibular com o treino em esteira com suporte parcial de peso promoveu a melhora na recuperação motora e nas variáveis espaço-temporais da marcha, tais como: duração do ciclo, duração da fase de apoio e cadência, bem como na simetria do balanço e simetria do ciclo na marcha hemiparética. Estes resultados podem ser atribuídos à aprendizagem motora e correção ativa da dorsiflexão e eversão do pé, que podem favorecer o processo de reabilitação da marcha.

# 3

## Estudo 2

---

**Efeitos da inclinação da esteira na marcha  
de sujeitos hemiparéticos**

### ***3.1 Objetivo***

Avaliar os efeitos da inclinação da esteira sobre as variáveis espaço-temporais da marcha de sujeitos hemiparéticos, forças de reação vertical ao solo, bem como sobre a atividade eletromiográfica dos músculos do membro inferior e tronco acometido, comparando a marcha sobre o solo com a marcha sobre esteira com inclinações de 0, 2, 4, 6 e 8%.

## **3.2 Materiais e Método**

### **3.2.1 Caracterização dos Sujeitos**

Participaram deste estudo 14 sujeitos hemiparéticos (6 mulheres e 8 homens; média de idade  $64.3 \pm 14.56$  anos). Seis indivíduos eram portadores de hemiparesia direita e oito de hemiparesia esquerda e a média do intervalo compreendido entre a lesão e o início do treinamento foi de  $7.1 \pm 1.7$  semanas. A etiologia da lesão foi isquemia (12 casos) ou hemorragia (2 casos) na região supratentorial.

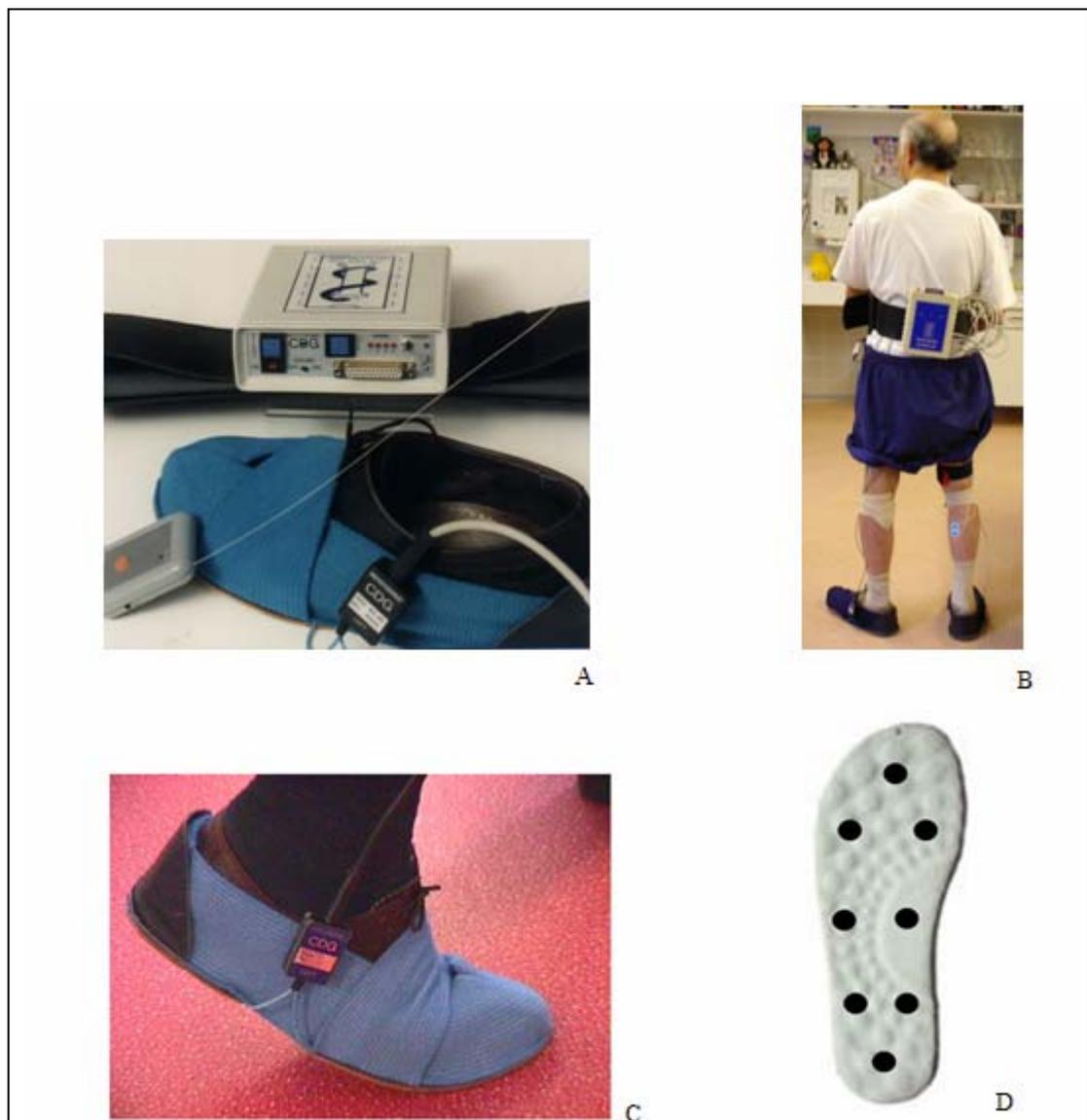
Os critérios de inclusão estabelecidos foram: capacidade de deambular classificada em níveis 2 e 3 da Categoria de Deambulação Funcional (FAC – *Functional Ambulation Category* (Anexo 4); o nível 2 é definido como dependência contínua ou intermitente de outra pessoa para ajudar no equilíbrio ou coordenação. O nível 3 é definido como apenas necessidade de supervisão verbal (WADE, 1992); ausência de sinais clínicos de alterações cardíacas, arritmia ou angina; ausência de outro prejuízo ortopédico ou neurológico que alterasse a marcha; ausência de severo comprometimento cognitivo.

### **3.2.2 Análise da Marcha**

A análise da marcha consistiu na avaliação das suas variáveis espaço-temporais, bem como da atividade eletromiográfica dos músculos do membro inferior acometido e foi realizada em cada condição experimental, ou seja, durante a marcha sobre o solo, e sobre a esteira com inclinações de 0, 2, 4, 6 e 8%.

O sistema *Infotronic Ultraflex* (Figura 10A) foi utilizado para avaliar as seguintes variáveis do ciclo da marcha: velocidade, cadência, duração do passo, duração do tempo de apoio e balanço, duração do tempo de duplo apoio, linha da marcha, ciclograma, assim como

a força de reação vertical ao solo, durante o contato inicial, apoio médio e contato final. Este sistema é constituído por um armazenador portátil de dados, que é atado ao sujeito por meio de um cinto (Figura 10A e 10B) e um par de sapatos com laterais elásticas que se adaptam ao próprio sapato do indivíduo avaliado (Figura 10C). Cada sapato possui palmilhas oito sensores de força (figura 10D).



**Figura 10: Sistema *Infotronic Ultraflex*: (A) Armazenador portátil de dados; (B) Posicionamento do equipamento em um dos sujeitos; (C) Sapato com laterais elásticas (D) Posicionamento dos sensores.**

Em cada condição experimental, os dados foram coletados durante 30s, a uma frequência de 100 Hz, amplificados e gravados na memória interna do armazenador portátil de dados. As variáveis do ciclo da marcha e as forças de reação ao solo foram calculadas sobre uma média de 15 passos e a proporção da simetria das fases de apoio e balanço foram calculadas pela razão entre o tempo de apoio direito pelo esquerdo quando o direito era maior que o esquerdo e pela razão entre o tempo de apoio esquerdo pelo direito quando o esquerdo era maior que o direito. A duração relativa do tempo de contato pé/solo e a proporção da linha de marcha também foram calculadas em dados percentuais. Todos os dados foram transferidos para um computador, processados pelo *software Infotronic* e mostrados conforme Figura 11.

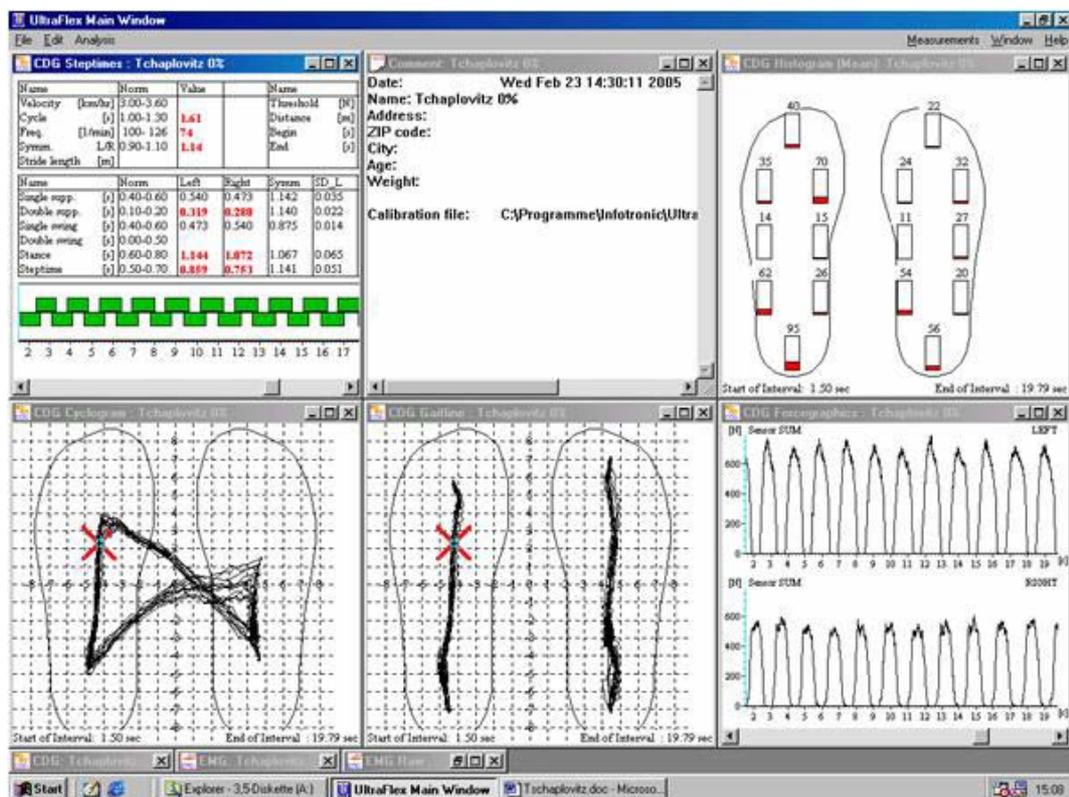


Figura 11: Registro dos dados processados pelo *software infotronic*

Para análise do ciclograma, que consiste na posição da variação cíclica da resultante de força aplicada sobre um suporte virtual em um plano horizontal (Figura 11), foi utilizada a

classificação proposta por Wong *et al.*, (1999) onde o padrão de contato dos pés durante a marcha é disposto da seguinte forma: Padrão I: forma de borboleta, com o centro posicionado no ponto médio ou a menos de dois quadrados de distância do ponto médio do sistema de coordenadas; Padrão II: forma de borboleta assimétrica, com o centro localizado a mais de dois quadrados do ponto médio do sistema de coordenadas; Padrão III: forma retangular; Padrão IV: forma triangular.

A atividade eletromiográfica também foi avaliada por meio do Sistema *Infotronic Ultraflex* e coletada por eletrodos de superfície auto-adesivos de 8 mm de diâmetro. Cada dois eletrodos foram posicionados sobre o ventre muscular dos músculos avaliados, à distância de 2 cm um do outro, após convencional preparação da pele. A impedância da pele foi verificada e mantida abaixo de  $5K\Omega$ . A eletromiografia foi realizada nos seguintes músculos do lado hemiparético: tibial anterior, gastrocnêmio (porção medial), bíceps femoral, vasto lateral, vasto medial, glúteo médio e eretor espinhal. Os sinais eletromiográficos (capturados a uma frequência de 1000-Hz) foram pré-amplificados por pré-amplificadores do sistema, presos à perna do sujeito e também gravados no armazenador portátil de dados do sistema *Infotronic Ultraflex*.

Todos os sinais eletromiográficos foram gravados em uma única sessão e, após cada coleta, gravados e processados em um computador convencional, através do *software Infotronic*. Os dados originalmente coletados foram filtrados (largura de banda de 10 a 300 Hz), retificados e normalizados em relação ao ciclo da marcha (0-100%). A ativação funcional dos músculos foi quantificada pelo valor médio retificado dos sinais ( $\mu V$ ) durante os seguintes intervalos do ciclo: tibial anterior (de 60 a 100%); gastrocnêmio (de 20 a 50%); bíceps femoral (90 a 110%); reto femoral (90-110% e 40-70%); vasto lateral (90 a 130%); vasto medial (90-130%); glúteo médio (90 a 140%), eretor espinhal (0 a 20%) (Yang e Winter, 1985).

A frequência cardíaca dos sujeitos foi mensurada por meio de um monitor de frequência cardíaca, posicionado sobre o tórax dos sujeitos, ao nível do apêndice xifóide (Figura 12). Para análise desta variável, foram utilizados os valores referentes ao 3º minuto de cada condição experimental.



**Figura 12: Monitor de frequência cardíaca.**

### ***3.2.3 Protocolo Experimental***

Todos os sujeitos foram inicialmente submetidos a de 3 a 5 sessões de treinamento na esteira elétrica para que se familiarizassem com o protocolo experimental. Durante esta fase de treinamento, cada indivíduo caminhou sobre a esteira sem inclinação, bem como com inclinações de 2, 4, 6 e 8%, enquanto eram instruídos quanto à postura do tronco, comprimento do passo e posicionamento dos membros superiores. Depois de familiarizados com a marcha em esteira com e sem inclinação, os sujeitos foram submetidos à avaliação da marcha, após o posicionamento dos calçados e eletrodos.

O procedimento de avaliação consistiu de 6 etapas. Na primeira etapa foi realizada a marcha no solo em uma passarela de 10 m de comprimento. Os sujeitos foram instruídos a caminhar o mais rápido possível, porém a uma velocidade que não provocasse fadiga ou compensações. A velocidade média de cada sujeito foi calculada com ajuda de um cronômetro. O uso de bengalas foi permitido, quando necessário.

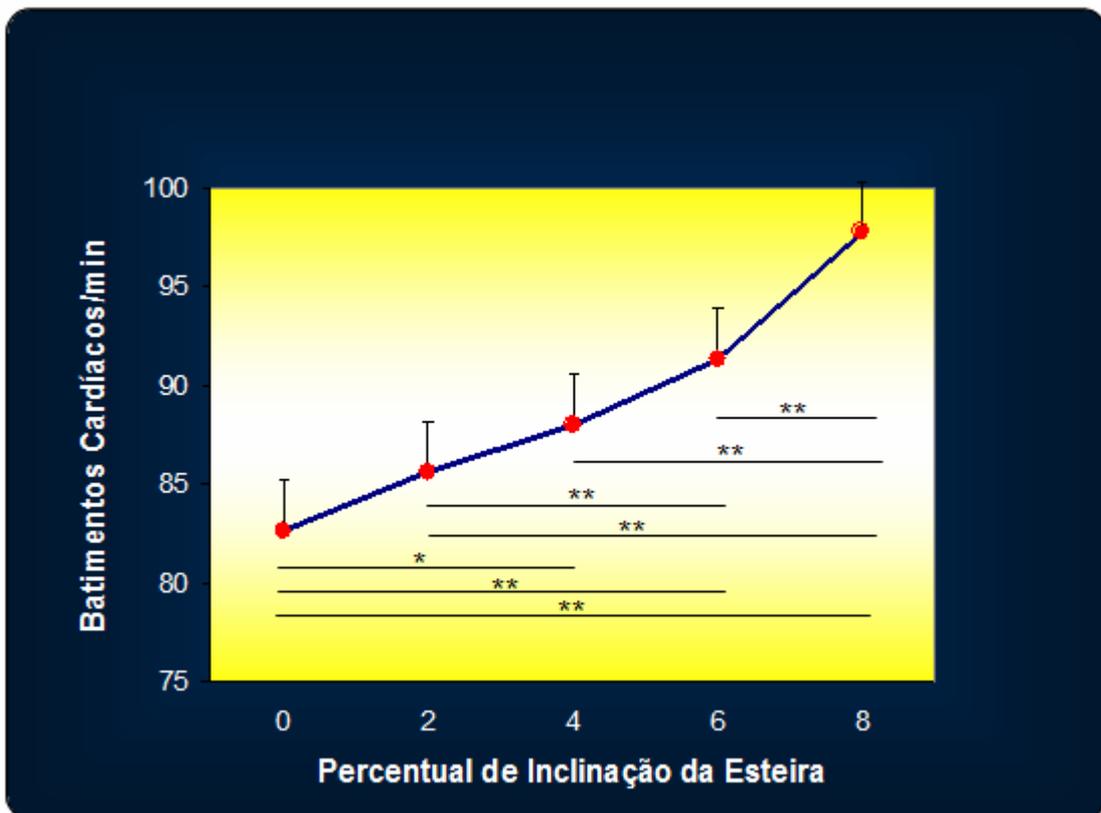
As fases subseqüentes consistiram em marcha na esteira durante 3 minutos, nos diferentes percentuais de inclinação mencionados, adotando-se para cada sujeito, a mesma velocidade utilizada na marcha no solo. Todos os indivíduos avaliados usaram o sistema de suporte parcial de peso, entretanto apenas de 10 a 15% do peso corporal foi suspenso naqueles sujeitos que necessitavam esta redução para manter o alinhamento do tronco, o peso do corpo sobre a perna parética durante a fase de apoio e realizar a fase de balanço sem ajuda do terapeuta.

#### **3.2.4 *Análise Estatística***

A análise estatística foi realizada pelo *software STATISTICA*. A análise estatística descritiva foi utilizada para comparar os resultados obtidos durante a marcha sobre o solo com os dados obtidos após as condições experimentais. Os dados foram submetidos a um teste de Homogeneidade (Levene) e foi realizada a análise da variância, ANOVA com medidas repetidas, seguida do teste *post hoc* Newman-keuls para múltiplas comparações das variáveis em cada condição experimental. Para todos os testes, o valor de alfa foi considerado 0.05.

### 3.3 Resultados

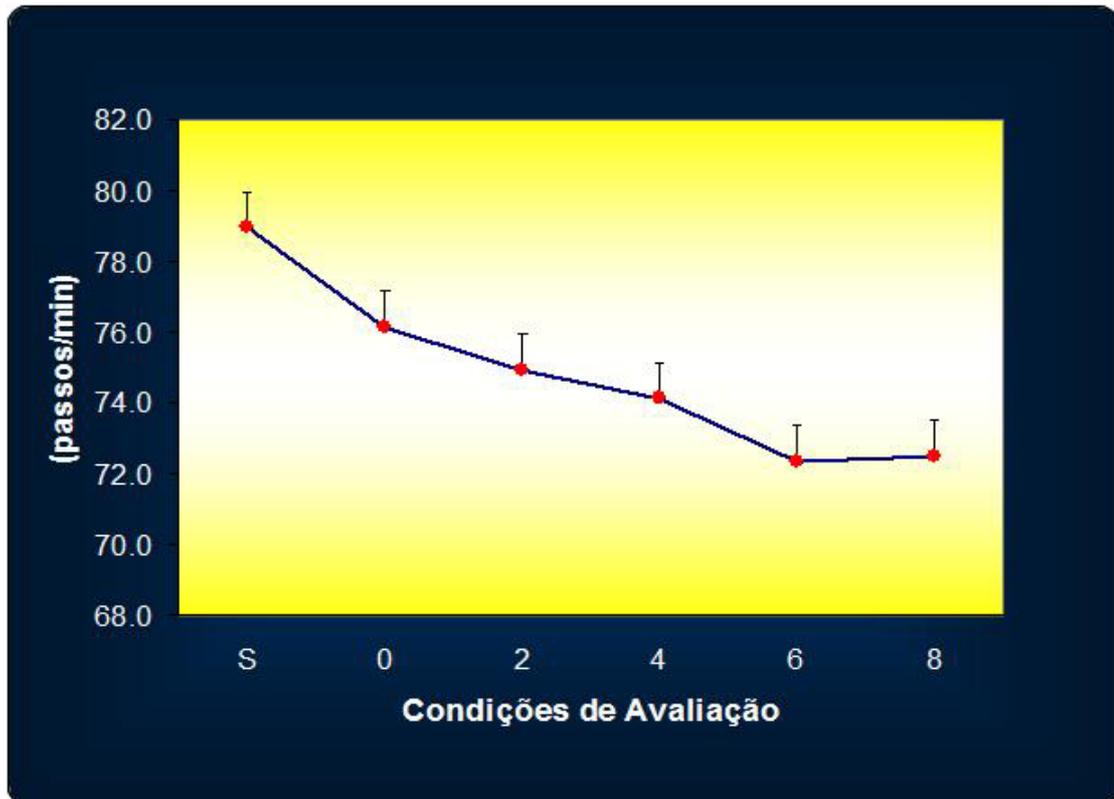
Os resultados mostraram que a inclinação provocou aumento progressivo nas médias das frequências cardíacas dos sujeitos, em cada condição experimental. A Figura 13 mostra as médias dos batimentos cardíacos após a caminhada nas diferentes condições experimentais. Como pode ser visualizado abaixo, após três minutos de caminhada na esteira, sem inclinação, a média da frequência cardíaca dos sujeitos foi de  $82.6 \pm 11.0$  bpm, aumentando para  $97.7 \pm 20.2$  bpm, após caminharem em esteira com inclinação de 8%.



**Figura 13: Média da frequência cardíaca depois de caminhada em esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%** \* Nível de significância  $p < 0,005$ ; \*\* Nível de significância  $p < 0,001$ .

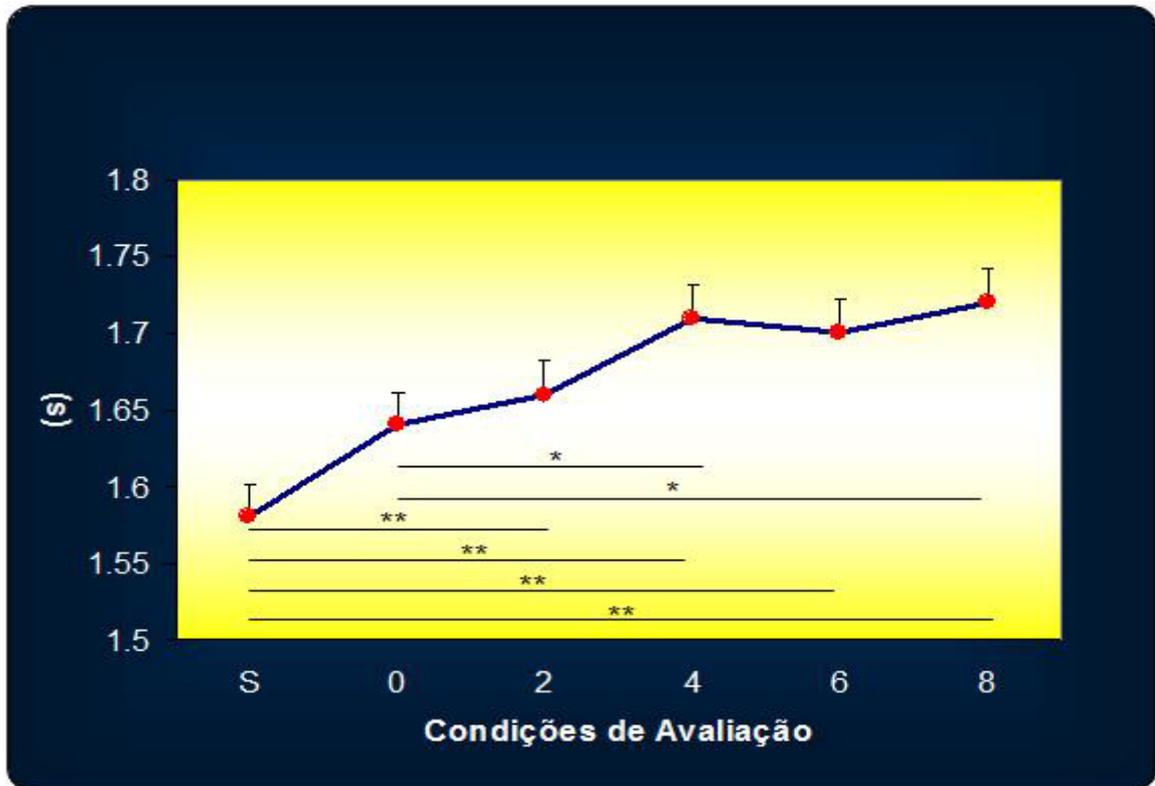
Como descrito anteriormente, a velocidade média dos sujeitos foi mantida constante em cada condição experimental ( $\bar{x} = 0.6 \pm 0.2$  m/s) e com o aumento da inclinação, houve

tendência à redução na cadência de  $79 \pm 22.9$  passos/min, durante a marcha no solo, para  $72.5 \pm 14.6$  passos/min, durante a marcha na esteira, com 8% de inclinação (Figura 14). Entretanto, não houve alterações estatisticamente significativas nestes dados.



**Figura 14: Média da cadência durante de caminhada sobre o solo e em esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%.**

Quando comparadas as médias de duração do passo na marcha sobre o solo e em esteira com 0% de inclinação, observou-se um aumento, não significativo estatisticamente, de  $1.58 \pm 0.35$  para  $1.64 \pm 0.31$ s. Entretanto, a duração do passo aumentou de  $1.64 \pm 0.31$  para  $1.72 \pm 0.34$  s ( $p = 0.04$ ) na marcha realizada na esteira com inclinações de 0% e 8%, respectivamente (Figura 15).



**Figura 15: Média da duração do passo durante caminhada sobre o solo e em esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%. \* Nível de significância  $p < 0,05$ ; \*\* Nível de significância  $p < 0,01$ .**

A análise comparativa entre as variáveis espaço-temporais da marcha, apresentada na Tabela 3, mostra a média e desvio padrão dos sujeitos, em cada condição avaliada. Comparando-se a marcha sobre solo com a marcha sobre esteira sem inclinação, observou-se aumento de  $1.02 \pm 0.25s$  para  $1.10 \pm 0.24s$  ( $p=0.002$ ) na duração do apoio total do membro acometido, enquanto no membro não acometido não houve diferença significativa estatisticamente nesta variável. No membro acometido, a inclinação da esteira de 4 e 8% causou aumento na duração tempo de apoio total de  $1.10 \pm 0.24s$  (esteira sem inclinação) para  $1.17 \pm 0.30s$  ( $p=0.032$ ) e  $1.19 \pm 0.26$  ( $p=0.005$ ), respectivamente. No membro não acometido, a inclinação de 2% da esteira provocou um aumento nesta variável de  $1.14 \pm 0.23s$  para  $1.19 \pm 0.27s$  ( $p=0.259$ ), porém nos demais percentuais de inclinação houve apenas uma tendência, não significativa, de aumento.

Os resultados revelaram que o tempo de apoio simples relativo do membro acometido permaneceu estável, enquanto no membro não acometido houve tendência linear de redução quando a marcha sobre solo foi comparada com as demais medidas sobre esteira. Entretanto,

não houve mudanças significativas nessa variável quando a marcha sobre esteira sem inclinação foi comparada com a marcha em esteira com inclinações de 2, 4, 6 e 8% (Tabela 3).

A duração do tempo de duplo apoio relativo do membro acometido não se alterou quando comparada a marcha sobre o solo com a marcha sobre esteira sem inclinação. Entretanto, as inclinações de 6 e 8% causaram aumento de  $17.86 \pm 2.71s$  (esteira sem inclinação) para  $18.76 \pm 3.21s$  ( $p=0.009$ ) e  $19.73 \pm 2.83s$  ( $p=0.008$ ) respectivamente. Já no membro não acometido, houve variação de  $17.75 \pm 4.01s$  para  $19.30 \pm 3.62s$  ( $p=0.003$ ) quando comparadas a marcha sobre o solo com a marcha sobre esteira sem inclinação, e inclinações na esteira de 6 e 8% provocaram um aumento de  $19.30 \pm 3.62s$  (esteira sem inclinação) para  $20.00 \pm 4.23s$  ( $p=0.001$ ) e  $20.44 \pm 4.02s$  ( $p=0.001$ ), respectivamente. A duração do tempo de balanço não sofreu alterações significativas nas diferentes condições experimentais, como pode ser visualizado na Tabela 3.

Com relação à simetria do tempo de balanço e tempo de apoio, observou-se melhora nestas variáveis quando a marcha em solo foi comparada à marcha em esteira com inclinações de 0 e 4%. Quando as simetrias do tempo de apoio e do tempo de balanço foram comparadas durante a marcha sobre o solo e sobre esteira sem inclinação, houve apenas uma tendência de melhora nestas variáveis. A inclinação também não produziu alterações significativas nestas variáveis. Foi observada tendência à melhora na simetria do ciclo com o aumento da inclinação, porém não foram encontradas alterações estatisticamente significativas (Tabela 3).

**Tabela 3: Variáveis do Ciclo da Marcha (Parte II)**

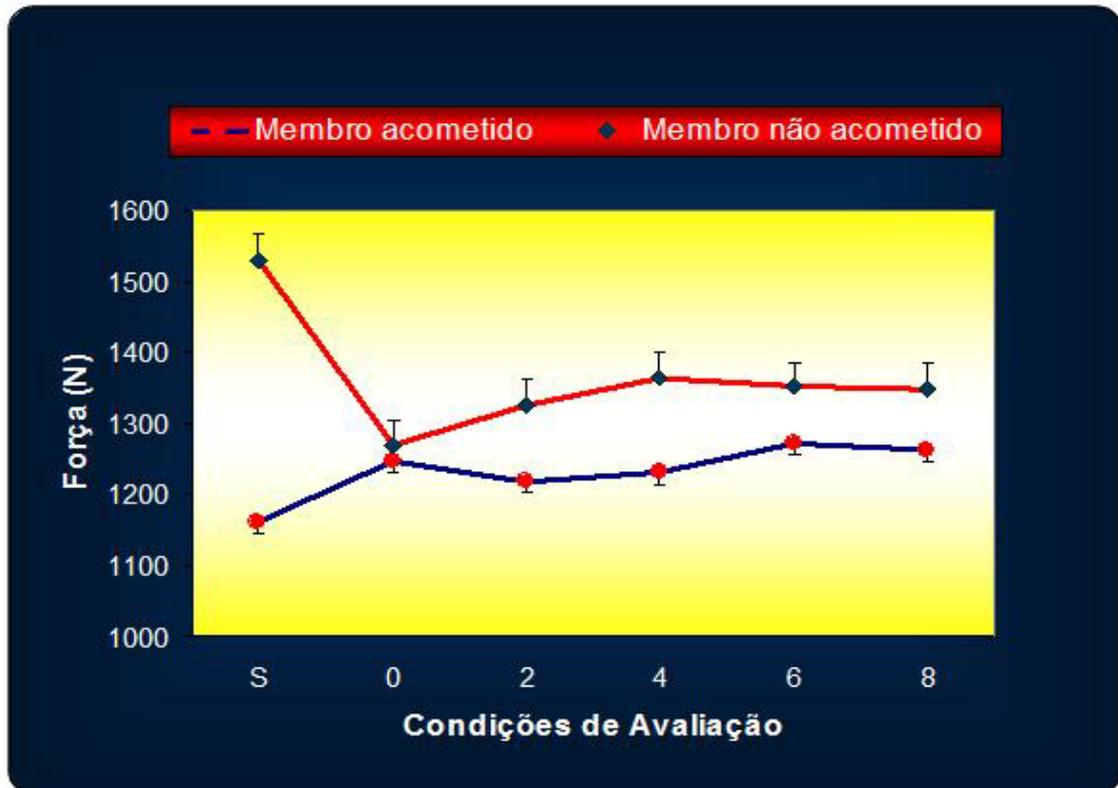
		Solo	Esteira 0%	Esteira 2%	Esteira 4%	Esteira 6%	Esteira 8%
Tempo	MA	1.02±0.25*	1.10±0.24 **	1.13±0.26	1.17±0.30	1.16±0.26	1.19±0.26
Apoio Total (s)	MNA	1.10±0.27 **	1.14±0.23	1.19±0.27	1.22±0.30	1.18±0.25	1.20±0.27
Tempo	MA	29.04±4.31	29.88±3.52	29.25±3.20	29.12±3.10	29.69±4.21	28.30±3.70
Apoio	MNA	34.81±3.51*	32.99±3.52	32.53±3.0	32.04±3.0	32.16±4.0	31.35±2.8
Tempo de	MA	0.50±0.10	0.49±0.10	0.48±0.09	0.49±0.11	0.50±0.07	0.49±0.10
Balanço (s)	MNA	0.55±0.14	0.54±0.10	0.54±0.11	0.55±0.12	0.54±0.07	0.54±0.09
Tempo	MA	18.24±2.92 **	17.86±2.71 **	18.19±2.62	18.32±2.3	18.76±3.21	19.73±2.83
Duplo Apoio (%)	MNA	17.75±4.01*	19.30±3.62 **	19.56±3.71	20.40±3.42	20.00±4.23	20.44±4.02
Simetria do Apoio (%)		90.12±7.92	95.11±3.83	94.00±5.32	95.06±5.21	93.40±7.91	93.31±7.42
Simetria do Balanço (%)		83.04±12.0	88.09±10.31	88.67±10.5	90.23±10.52	89.86±9.46	88.44±7.80
Simetria do Ciclo (%)		84.27±11.64	89.40±6.0	88.37±7.52	90.10±6.33	83.81±22.62	91.40±7.31

Nota: MA: Membro acometido; MNA: Membro não acometido.

\*Nível de significância  $p < 0,001$  quando comparado à marcha sobre esteira com 0 e 8% de inclinação.

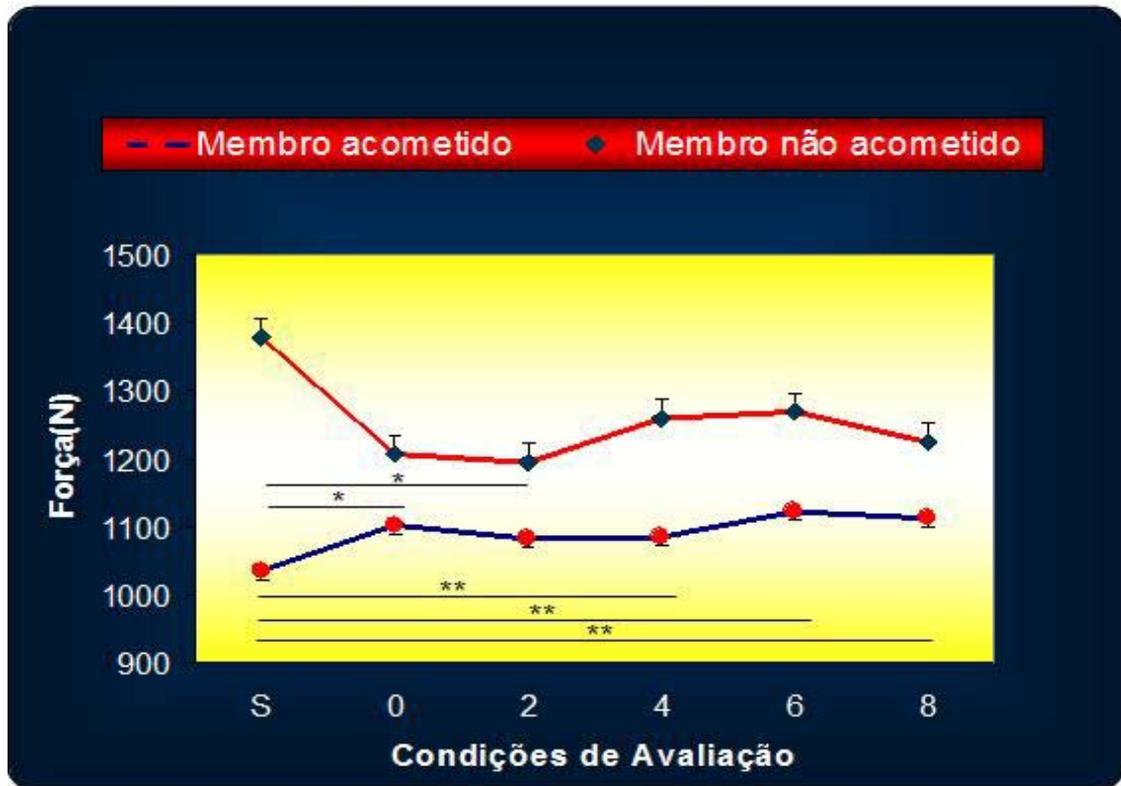
\*\* Nível de significância  $p < 0,001$  quando comparado à marcha sobre esteira com 8% de inclinação

Comparando-se as forças de reação vertical ao solo no contato inicial durante a marcha sobre o solo e sobre a esteira sem inclinação, observou-se uma tendência de aumento no lado acometido e redução no lado não acometido. A redução foi mais proeminente no lado não acometido, e este resultado mostrou melhora na simetria desta variável. Entretanto, com o aumento da inclinação, não foi encontrada nenhuma alteração estatisticamente significativa nesta condição (Figura 16).



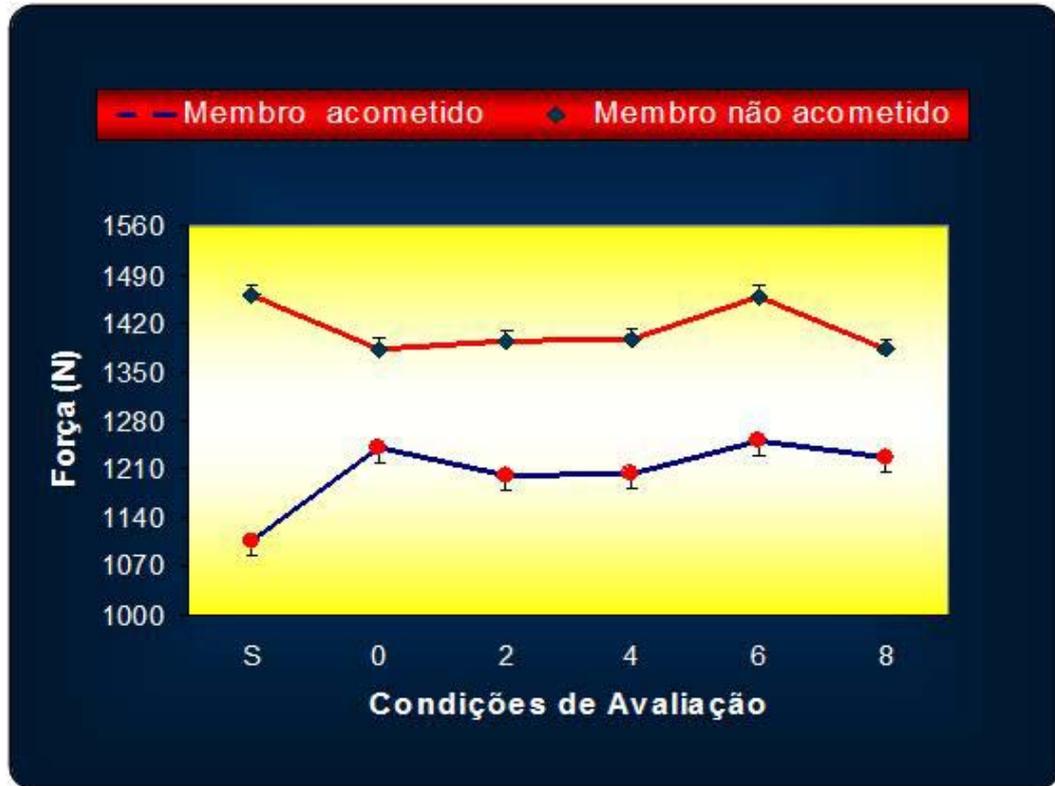
**Figura 16: Média da força de reação vertical durante o contato inicial após caminhada sobre o solo e em esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%.**

Ao serem comparadas as médias das forças de reação vertical ao solo no apoio médio durante marcha sobre o solo com a marcha sobre a esteira sem inclinação, observou-se aumento, não significativo estatisticamente, no lado acometido de  $1034.64 \pm 917.34\text{N}$  para  $1101.92 \pm 942.29\text{N}$ . No lado não acometido, houve redução de  $1378.33 \pm 1079.95$  para  $1206.57 \pm 919.95\text{N}$  ( $p=0.01$ ). O aumento da inclinação, não provocou alterações significativas (Figura 17).



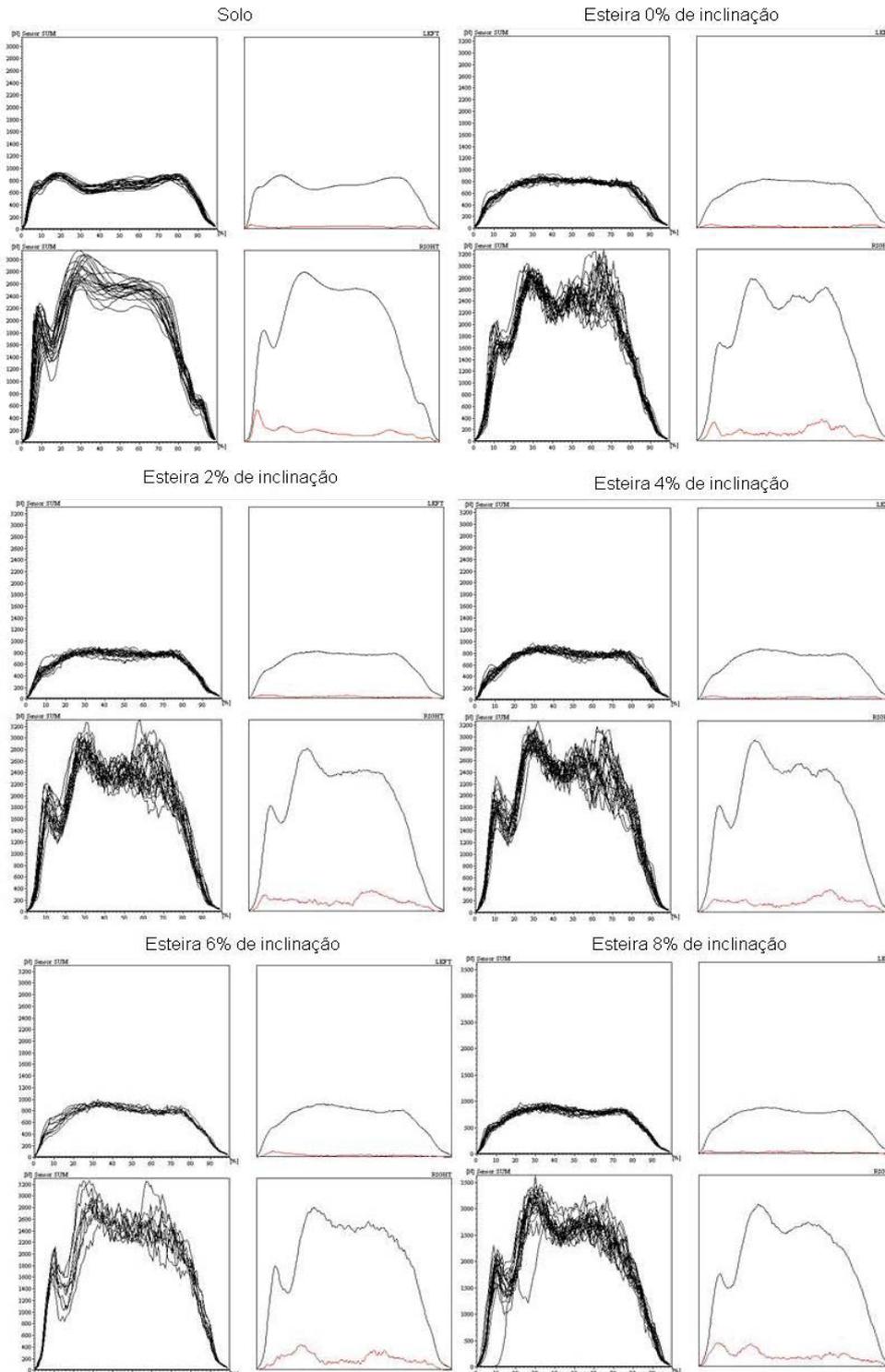
**Figura 17: Média da força de reação vertical durante o apoio médio depois de caminhada sobre o solo e em esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%. \* Nível de significância  $p < 0,05$ ; \*\* Nível de significância  $p < 0,01$ .**

A força de reação vertical durante o apoio terminal apresentou um comportamento similar ao apresentado durante o contato inicial. Quando comparadas a marcha sobre o solo com a marcha em esteira com 0% de inclinação, houve tendência à redução no lado não acometido e a aumento no membro acometido. Nas demais condições experimentais, a média de força de reação vertical se manteve estável e sem modificações estatisticamente significativas (Figura 18).



**Figura 18: Média da força de reação vertical durante o apoio terminal depois de caminhada sobre o solo e em esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%.**

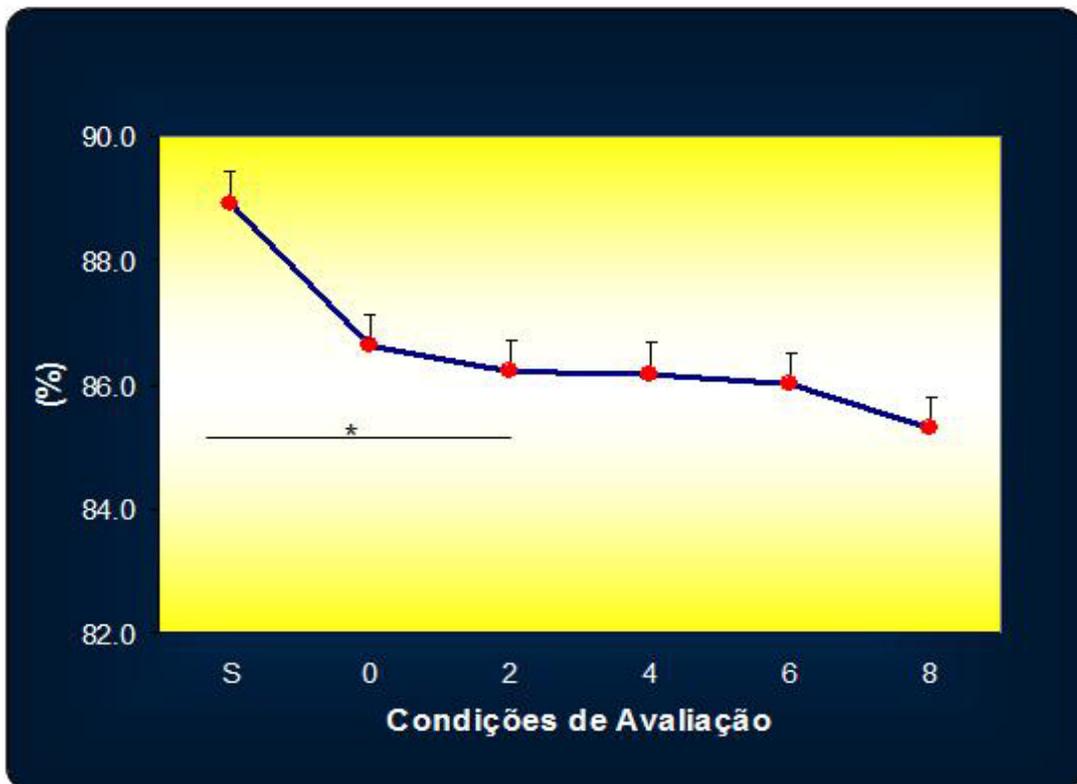
A análise visual dos gráficos de força de reação vertical mostrou que, durante a marcha em solo e em esteira com inclinação, 5 sujeitos não apresentaram modificações na forma dos diagramas. Entretanto, em 9 sujeitos observou-se diminuição na depressão intermediária durante o apoio médio, o que caracteriza a forma de u-invertido, com o componente de força vertical mantendo-se constante durante a fase de apoio, sem os picos verticais normalmente presentes durante os contatos inicial e final (Figura 19).



**Figura 19: Diagramas da média da força vertical de um dos sujeitos durante a marcha em solo e em esteira com inclinações de 0, 2, 4, 6 e 8%.**

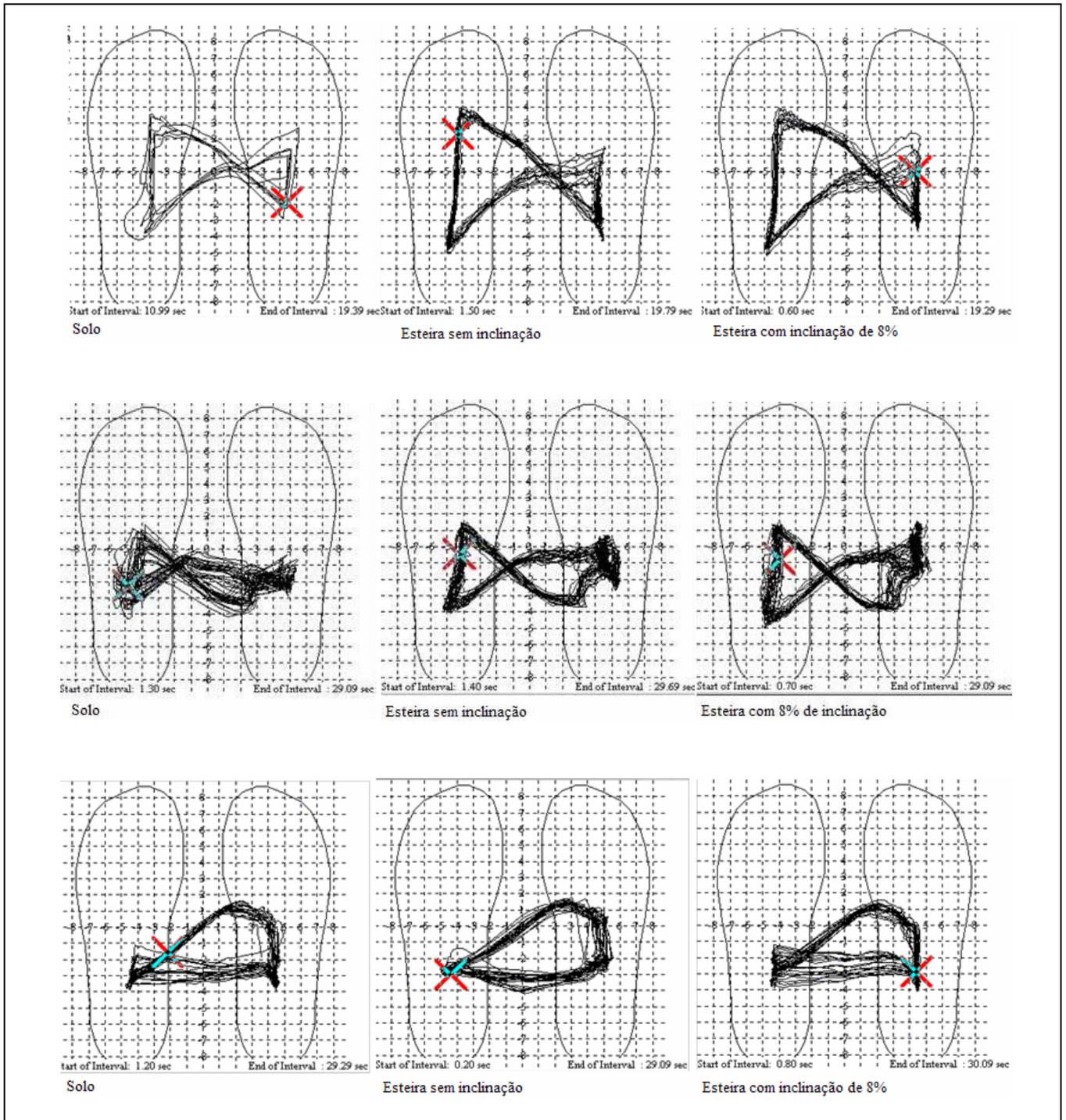
Nota: À esquerda: Força (N); À direita: Médias  $\pm$  DP; Acima: lado acometido; Abaixo: lado não acometido).

A análise da linha da marcha mostrou tendência à redução da simetria, com o aumento da inclinação da esteira, como é mostrado na Figura 20. Entretanto, só houve redução significativa estatisticamente entre a marcha sobre o solo e marcha sobre esteira com 2% de inclinação, quando o percentual de simetria foi reduzido de  $88.92 \pm 6.79\%$  para  $84.21 \pm 10.23\%$  ( $p=0.027$ ).



**Figura 20: Média da simetria da linha de marcha durante caminhada sobre o solo e em esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%. \* Nível de significância  $p < 0,05$ .**

A análise qualitativa dos ciclogramas mostrou que 10 dos sujeitos avaliados apresentaram o padrão de ciclograma do tipo II, enquanto 2 sujeitos apresentaram padrão do tipo IV e os outros 2 indivíduos, padrão do tipo I. Não houve mudanças no tipo de padrão durante as diferentes condições experimentais. Os resultados mostraram que 12 sujeitos não apresentaram mudanças nesta variável, com o aumento da inclinação, enquanto 2 deles apresentaram sinais de melhora na simetria (Figura 21)



**Figura 21: Ciclograma de três sujeitos durante a marcha sobre o solo, esteira sem inclinação e esteira com inclinação de 8%.**

Nota: A seqüência de figuras acima mostra um padrão de ciclograma tipo II, sem alterações; A seqüência do meio mostra um padrão de ciclograma tipo II com leve melhora na simetria; A seqüência abaixo mostra um padrão de ciclograma tipo IV, com leve melhora na simetria.

A atividade muscular durante as diferentes condições experimentais está apresentada na Tabela 4. Os resultados não mostraram alterações significativas na intensidade da atividade muscular quando se comparou a marcha sobre o solo com a marcha em esteira sem

inclinação, nem quando se comparou a marcha em esteira sem inclinação com a marcha com os diferentes percentuais de inclinação. Entretanto, ao se comparar a marcha sobre o solo com a marcha com inclinações, foram observadas modificações significativas estatisticamente na intensidade de ativação dos músculos gastrocnêmio, bíceps femoral e vasto lateral. No músculo gastrocnêmio, o aumento de 6 e 8% no percentual de inclinação provocou a redução na intensidade da ativação muscular de  $38.23 \pm 13.09$  (solo) para  $32.52 \pm 15.56$  ( $p=0.04$ ) e  $31.55 \pm 11.95$  ( $p=0.03$ ), respectivamente. No músculo bíceps femoral, ao ser comparada a marcha sobre o solo com a marcha em esteira com inclinação de 2 e 6%, foi encontrado um aumento de  $30.05 \pm 10.91$  para  $42.03 \pm 13.81$  ( $p=0.007$ ) e  $40.18 \pm 14.40$  ( $p=0.02$ ), respectivamente. O músculo vasto lateral apresentou um aumento de  $31.02 \pm 11.69$  (solo) para  $38.27 \pm 11.86$  ( $p=0.03$ ),  $41.02 \pm 12.45$  ( $p=0.004$ ) e  $38.85 \pm 13.06$  ( $p=0.01$ ) com o aumento de 2, 4 e 8% de inclinação, respectivamente.

**Tabela 4: Média da atividade muscular durante as condições experimentais**

	Solo	Esteira 0%	Esteira 2%	Esteira 4%	Esteira 6%	Esteira 8%
Tibial Anterior ( $\mu V$ , 60%-110%)	$38.15 \pm 12.52$	$38.16 \pm 10.28$	$41.29 \pm 9.23$	$38.10 \pm 12.22$	$41.15 \pm 11.48$	$41.82 \pm 10.24$
Gastrocnêmio ( $\mu V$ , 20%-50%)	$38.23 \pm 13.09$ *	$36.52 \pm 10.17$	$33.19 \pm 10.12$	$32.85 \pm 13.40$	$32.52 \pm 15.56$	$31.33 \pm 11.95$
Reto Femoral ( $\mu V$ , 90%-110%)	$37.48 \pm 9.65$	$35.00 \pm 5.86$	$32.00 \pm 5.07$	$34.94 \pm 6.84$	$32.00 \pm 7.71$	$33.43 \pm 8.23$
Reto Femoral ( $\mu V$ , 40%-70%)	$34.41 \pm 9.20$	$33.29 \pm 6.41$	$32.41 \pm 11.55$	$34.89 \pm 8.54$	$32.98 \pm 5.78$	$31.92 \pm 6.37$
Bíceps Femoral ( $\mu V$ , 90%-110%)	$30.05 \pm 10.91$ **	$35.08 \pm 11.61$	$42.03 \pm 13.81$	$35.35 \pm 9.69$	$40.18 \pm 14.40$	$38.74 \pm 11.45$
Vasto Lateral ( $\mu V$ , 90%-130%)	$31.02 \pm 11.69$ ‡	$35.08 \pm 11.62$	$38.27 \pm 11.86$	$41.02 \pm 12.45$	$35.14 \pm 10.75$	$38.85 \pm 13.06$
Vasto Medial ( $\mu V$ , 90%-130%)	$36.68 \pm 11.77$	$36.53 \pm 12.87$	$33.88 \pm 10.18$	$33.37 \pm 11.01$	$34.58 \pm 7.39$	$33.08 \pm 11.74$
Glúteo Médio ( $\mu V$ , 90 a 140%)	$39.40 \pm 14.55$	$34.64 \pm 12.88$	$33.93 \pm 13.67$	$33.35 \pm 11.32$	$37.60 \pm 13.14$	$34.59 \pm 12.75$
Eretor Espinhal ( $\mu V$ , 0 a 20%)	$36.45 \pm 17.11$	$31.58 \pm 14.10$	$32.25 \pm 15.14$	$32.52 \pm 12.54$	$38.26 \pm 16.79$	$37.00 \pm 14.92$

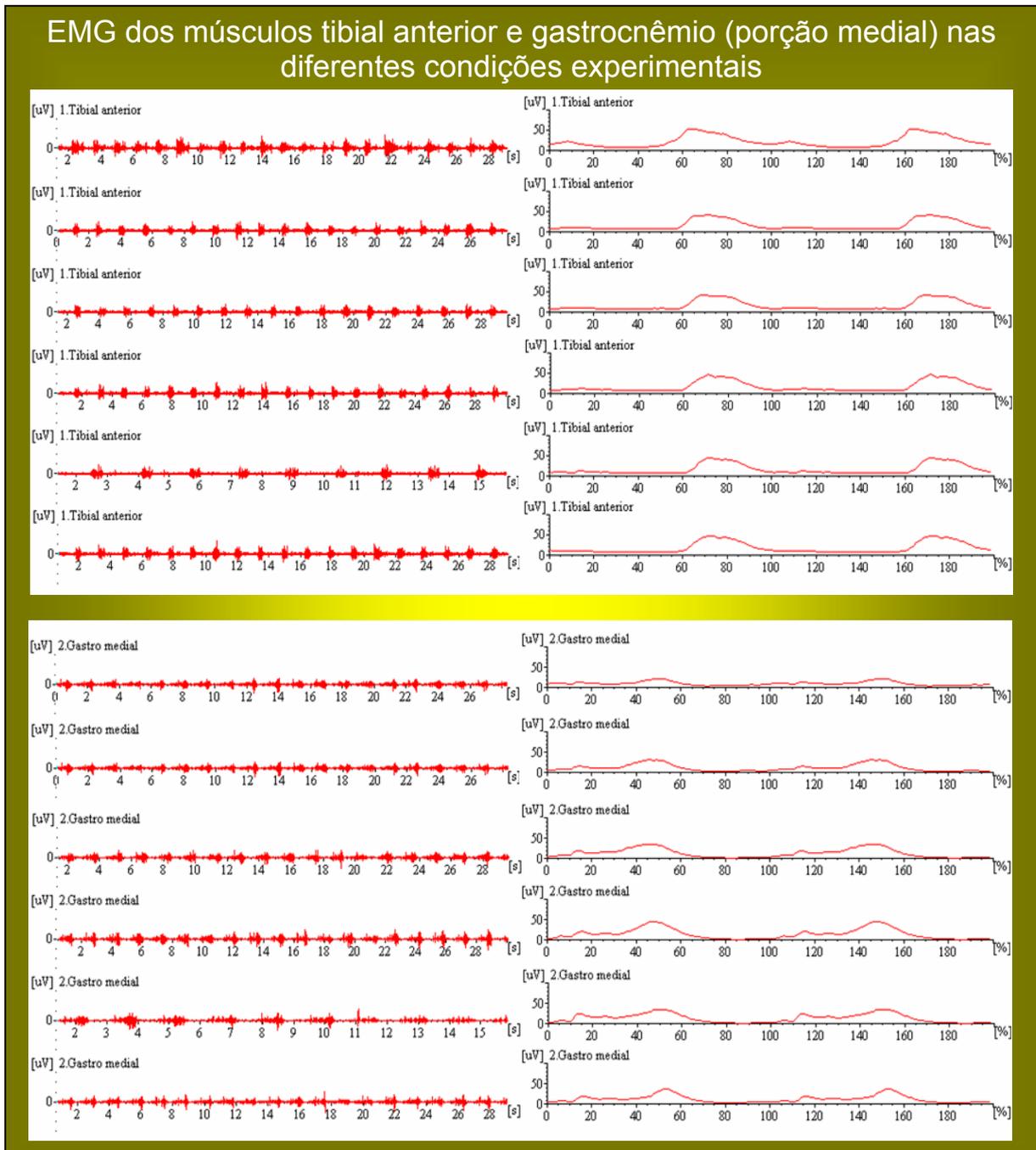
\* Nível de significância  $p < 0,05$  quando comparada a marcha em esteira com 6 e 8% de inclinação.

\*\*Nível de significância  $p < 0,05$  quando comparado à marcha sobre esteira com 2 e 6% de inclinação.

‡Nível de significância  $p < 0,05$  quando comparado à marcha sobre esteira com 2, 4 e 8% de inclinação.

A análise qualitativa também revelou que a atividade eletromiográfica foi minimamente afetada pela inclinação, como pode ser visualizado nas Figuras de número 22 a 25. A Figura 21 mostra a atividade dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio de um dos sujeitos durante a marcha sobre solo e marcha sobre esteira com 0, 2, 4, 6, e 8% de inclinação. Como pode ser observado, há uma leve antecipação na atividade do músculo tibial anterior durante a marcha sobre o solo, enquanto nas diferentes condições experimentais esta

característica não é apresentada. Porém houve uma grande variabilidade no comportamento da atividade do músculo tibial anterior dos sujeitos avaliados. A atividade eletromiográfica do músculo gastrocnêmio apresenta também uma antecipação (presente em 7 dos indivíduos avaliados) e leve aumento na amplitude do sinal com a inclinação, porém esta característica não foi confirmada pela média da atividade muscular dos sujeitos, apresentada na Tabela 4.



**Figura 22: Dados brutos e média da atividade dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio (porção medial) do membro acometido, normalizados em relação ao ciclo da marcha de um dos sujeitos.**

Nota: De cima para baixo: marcha sobre solo, marcha sobre esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%.

A Figura 23 mostra a atividade dos músculos reto femoral e bíceps femoral de um dos sujeitos durante a marcha sobre solo e marcha sobre esteira com 0, 2, 4, 6, e 8% de inclinação. Assim como na figura anterior, não há alterações marcantes na atividade eletromiográfica destes músculos, apesar de ter sido encontrado um aumento significativo na intensidade de atividade do músculo bíceps femoral, com o aumento da inclinação (Tabela 4).



**Figura 23: Dados brutos e média da atividade dos músculos reto femoral e bíceps femoral do membro acometido, normalizados em relação ao ciclo da marcha de um dos sujeitos**

Nota: De cima para baixo: marcha sobre solo, marcha sobre esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%.

A atividade dos músculos vasto medial e vasto lateral de um dos sujeitos durante a marcha sobre solo e marcha sobre esteira com 0, 2, 4, 6, e 8% de inclinação pode ser visualizada na Figura 24. A atividade eletromiográfica do músculo vasto medial permaneceu estável durante as diferentes condições experimentais, enquanto o músculo vasto lateral apresentou um aumento na intensidade de ativação com o aumento da inclinação. Não foi observada mudança na qualidade do sinal, como pode ser visto na figura abaixo.



**Figura 24: Dados brutos e média da atividade dos músculos vasto medial e vasto lateral do membro acometido, normalizados em relação ao ciclo da marcha de um dos sujeitos**

Nota: De cima para baixo: marcha sobre solo, marcha sobre esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%.

A Figura 25 mostra a atividade dos músculos glúteo médio e eretor espinal de um dos sujeitos durante a marcha sobre solo e marcha sobre esteira com 0, 2, 4, 6, e 8% de inclinação. Como pode ser observado, não há alterações na atividade dos músculos glúteo médio e eretor espinal nas diferentes condições experimentais.



**Figura 25: Dados brutos e média da atividade dos músculos glúteo médio e eretor espinal do membro acometido, normalizados em relação ao ciclo da marcha de um dos sujeitos**

Nota: De cima para baixo: marcha sobre solo, marcha sobre esteira com inclinação de 0, 2, 4, 6 e 8%.

### 3.4 *Discussão*

Os resultados deste estudo indicaram que a marcha sobre esteira com inclinações de 2, 4, 6 e 8% resulta em alterações significativas na frequência cardíaca de sujeitos hemiparéticos, entretanto, as variáveis espaço-temporais da marcha, bem como as forças de reação vertical foram apenas levemente afetadas nestas condições experimentais. As alterações encontradas na atividade eletromiográfica, diante do aumento da inclinação da esteira, também foram limitadas.

A variabilidade da frequência cardíaca está fortemente relacionada à demanda metabólica da musculatura ativa (ROWELL, 1986; MITCHELL, 1990) e por ser um meio de avaliação não-invasivo, tem sido frequentemente utilizada para avaliar o controle neural do coração (BOOTSMA *et al.*, 1994).

Sabe-se que o treino de marcha em esteira favorece a condição cardiovascular de sujeitos hemiparéticos e que o uso do sistema de suporte parcial de peso possibilita a marcha durante períodos mais longos (VISINTIN *et al.*, 1998; MACKO *et al.*, 2001). Hesse *et al.* (2001) relataram que o aumento da velocidade da marcha em esteira com suporte parcial de peso provoca aumento na frequência cardíaca, e que o sistema de suporte de peso pode contribuir para controlar esta variável, uma vez que o aumento do percentual de suporte de peso ocasiona leve redução na frequência cardíaca. O aumento da frequência cardíaca, desde que devidamente controlado, é importante para a melhora do condicionamento físico dos sujeitos. Entretanto, nem sempre o aumento da velocidade é possível para os sujeitos vítimas de AVE, uma vez que isto requer um controle motor mais efetivo. Neste estudo, a frequência cardíaca relacionou-se de forma linear e positiva com o aumento da inclinação da esteira, o que pode beneficiar a reabilitação cardiovascular de sujeitos com limitações motoras mais severas.

Para que um estudo comparativo pudesse ser realizado entre os diferentes percentuais de inclinação da esteira, a média de velocidade auto-adaptada dos indivíduos no solo foi mantida constante nas demais condições experimentais ( $0.6\pm 0.2$  m/s), ainda que estudos anteriores tenham mostrado que sujeitos hemiparéticos conseguem variar a velocidade habitual de marcha em  $\pm 25\%$  (WITTE e CARLSSON, 1997; HESSE *et al.*, 2001).

A análise das variáveis espaço-temporais mostrou que, quando comparada a marcha sobre o solo com a marcha sobre a esteira sem inclinação, e mantida a velocidade, houve tendência à redução da média da cadência e aumento na duração do passo. O aumento dos percentuais de inclinação na esteira, por sua vez, provocou tendência à redução nas médias da cadência e aumento efetivo na duração do passo. Os resultados obtidos por Waanegar e Beer (1992) e Roth *et al.* (1997) mostraram que a marcha em velocidades mais rápidas provoca aumento da cadência e do comprimento do ciclo em sujeitos hemiparéticos. Visintin *et al.* (1998) e Hesse *et al.* (1994 e 1999) relataram que o uso do suporte parcial de peso na esteira possibilita melhora nas variáveis espaço-temporais da marcha como velocidade, cadência, comprimento do ciclo e simetria. Assim, a velocidade mantida constante e o baixo percentual de suporte parcial de peso podem ter interferido na cadência dos sujeitos. Além disso, observou-se que a inclinação da esteira causou aumento na duração do ciclo, o que sugere um aumento no comprimento do ciclo, uma vez que a velocidade não foi alterada.

Ao analisar a locomoção sobre o solo em indivíduos normais, Nilsson, Thorstensson e Halbertsma (1985) e Nilsson e Thorstensson (1987) descreveram que, a uma velocidade constante, o comprimento do ciclo, a duração das fases de apoio, balanço e duplo apoio estão inversamente correlacionados à cadência. Stolze *et al.* (1997) compararam a marcha sobre o solo e sobre a esteira também em sujeitos normais e observaram que, mantida a cadência, a velocidade durante a marcha na esteira foi menor, assim como a duração da fase de balanço, quando era esperado um aumento desta variável. Para explicar estes resultados, os autores

sugerem que durante a marcha sobre esteira e sobre solo, o tempo de apoio e de balanço podem ser controlados de forma diferente pelos geradores centrais de padrão (*ibid*, 1997). Neste estudo, ao se comparar as variáveis espaço-temporais da marcha sobre o solo com a marcha sobre a esteira com inclinação, enquanto os sujeitos caminharam a uma velocidade constante, foram encontrados resultados similares aos obtidos por Nilsson e Thorstensson (1987).

Sujeitos hemiparéticos, em geral, apresentam padrões de força de reação vertical alterados, em virtude da perda dos mecanismos típicos de contato inicial e impulsão (WONG *et al.*, 2004). A sinergia extensora favorece o surgimento do equinvaro do pé, causando tendência à perda do contato inicial com o calcanhar no lado hemiparético (GAVIRIA *et al.*, 1996; BRANDSTATER *et al.*, 1983). Como resultado do deslocamento do contato inicial para a região anterior do pé, o padrão de força vertical caracteriza-se por apenas um pico vertical, em lugar do padrão bimodal e a linha da marcha é mais curta (WONG *et al.*, 2004).

Neste estudo, tanto o padrão de força vertical quanto a linha de marcha, de ambos os lados, apresentaram padrões patológicos que, em alguns sujeitos, foram acentuados pelo aumento da inclinação. O fato de o lado não acometido apresentar padrões patológicos pode ser explicado pelo conceito de “lesão e adaptação” (HERMENS *et al.*, 1986). Neste sentido, lesão é considerada um desvio da marcha em virtude do efeito direto do AVE, enquanto adaptação consiste na modificação do padrão de marcha para aliviar os efeitos da lesão primária. Além disso, sabe-se que cerca de 10 a 15% das fibras do tracto cortico-espinhal não cruza a linha média, em direção ao membro contra-lateral. Assim, o membro “não acometido” pode apresentar alterações sub-clínicas no controle motor, como resultado de uma lesão encefálica ipsilateral (WONG *et al.*, 2004).

A tendência à melhora na média da força de reação vertical no contato inicial e final durante a marcha em esteira com diversos percentuais de inclinação pode ser atribuída ao

melhor alinhamento do corpo, proporcionado tanto pelo sistema de suporte parcial de peso quanto pelo apoio das mãos nas barras paralelas da esteira. Por outro lado, a tendência à redução na simetria da linha da marcha, principalmente nos últimos graus de inclinação, pode ser decorrente da dificuldade controle sobre os músculos do membro inferior durante a fase de balanço terminal, o que refletido perda do movimento de dorsiflexão do tornozelo durante o contato inicial e redução da flexão plantar durante a fase de impulsão.

Em sujeitos normais, a marcha em esteira inclinada induz a um progressivo aumento na amplitude da atividade eletromiográfica dos membros inferiores, à medida que o percentual de inclinação aumenta. Já em indivíduos com lesão medular, a amplitude da atividade eletromiográfica é minimamente afetada (LEROUX, FUNG e BAREAU, 1999). Este mesmo comportamento foi encontrado na atividade muscular em sujeitos portadores de hemiparesia, neste estudo.

A atividade fásica da maioria dos músculos avaliados não apresentou as modificações esperadas com o aumento da inclinação. Entretanto, observou-se um prolongamento na atividade eletromiográfica do gastrocnêmio, ainda que não tenha sido constatada a presença de um pico de atividade durante o período de impulsão. Hwang *et al.* (2003) relata que isto ocorre pela necessidade de contração excêntrica do gastrocnêmio para impedir o excessivo avanço da tíbia, à medida que a correia da esteira se move para trás. Entretanto, esta característica foi apresentada por apenas 7 sujeitos do grupo avaliado.

O aumento da flexão do joelho durante o contato inicial e fase de apoio é freqüentemente encontrado em sujeitos portadores de paresia espástica. A hipertatividade dos extensores do tornozelo, durante o início da fase de apoio, pode causar uma significativa flexão do joelho (WINTER, 1991), induzindo limitações biomecânicas que dificultam a adaptação aos diferentes graus de inclinação da esteira (LEROUX FUNG e BAREAU, 1999). Assim, para compensar a postura flexora, é necessária uma maior ativação do gastrocnêmio

para gerar a impulsão adequada. Neste estudo, o aumento na atividade do gastrocnêmio não foi observado, entretanto, em alguns sujeitos houve um aumento na atividade do bíceps femoral, com o aumento da inclinação.

Segundo Tokuhiro (1995), o aumento na amplitude e duração da atividade elétrica dos músculos da perna durante a marcha sobre superfícies inclinadas é causado pelas trocas de ativação dos músculos bíceps femoral e vasto lateral no final da fase de apoio, para neutralizar o aumento na flexão do quadril e do joelho durante a subida da inclinação e levar o membro inferior à extensão novamente, antes de iniciar a fase de balanço.

Visintin e Barbeau (1994) sugeriram que o sistema de suporte de peso favorece uma estabilidade lateral que altera os padrões eletromiográficos dos músculos tendo como consequência a diminuição nas reações posturais. Apesar de ter sido utilizado um percentual mínimo de suporte parcial de peso, este fator pode ter interferido na atividade do glúteo médio e eretor espinhal, uma vez que a inclinação não ocasionou alterações nestas variáveis.

Além da influência do sistema de suporte parcial de peso, os percentuais de inclinação adotados neste estudo também podem ter sido responsáveis pelas limitadas modificações tanto nos padrões quanto na intensidade de ativação muscular. De acordo com Tokuhiro et al (1985) intensas modificações ocorrem na atividade eletromiográfica em rampas com inclinações maiores do que 11%. Entretanto, em virtude deste estudo ter sido realizado com sujeitos hemiparéticos, o aumento da inclinação acima de 8% tornou-se inviável, uma vez que para que a marcha nestas condições se tornasse viável, era necessário o aumento do percentual de suporte de peso.

Fatores neurais e biomecânicos também parecem ter limitado as respostas motoras às diferentes condições ambientais. As alterações no recrutamento de unidades motoras, a prematura atividade dos flexores plantares no final da fase de balanço e início da fase de apoio, a presença de padrões de co-contração em toda musculatura do membro inferior, para

minimizar a fraqueza e instabilidade articular, são características comumente encontradas em sujeitos hemiparéticos em decorrência da perda das aferências cortico-espinais (KNUTSSON, 1985; FUNG e BARBEAU, 1989) e podem ter interferido na marcha sobre superfícies inclinadas. Para minimizar estas limitações, algumas compensações podem ter entrado em atividade, tais como: uso dos flexores do quadril para puxar o membro inferior para frente e para cima durante a fase de balanço, uma vez que há o comprometimento na ativação dos flexores plantares resultam na fraqueza da fase de impulsão (OLNEY *et al* 1988), elevação da pélvis do lado parético e aumento da rotação do tronco durante a marcha (LEROUX *et al.*, 1999).

Considerando os resultados obtidos durante a realização deste estudo, podemos apresentar algumas limitações em decorrência do modelo adotado. Como mencionado anteriormente, os sujeitos caminharam durante 3 minutos em cada percentual de inclinação e este tempo pode não ter sido suficiente para permitir a adaptação dos músculos às modificações das condições ambientais. Outros fatores podem parecer ter interferido nos resultados obtidos foram o percentual de inclinação, o percentual de suporte parcial de peso e o uso das barras laterais. A escolha da velocidade auto-ajustada, de acordo com a velocidade adotada durante a marcha sobre o solo, foi um outro fator que pode ter limitado as alterações das respostas motoras apresentadas pelos sujeitos.

### **3.5 Conclusão**

Os resultados deste estudo mostraram que, uma vez mantida a velocidade e utilizado um percentual mínimo de suporte parcial de peso, as variáveis espaço-temporais da marcha hemiparética foram minimamente afetadas pela inclinação da esteira. A inclinação da esteira causou redução na intensidade da contração do músculo gastrocnêmio e aumento nos músculos vasto lateral e bíceps femoral. Conclui-se que sujeitos hemiparéticos podem ser treinados sobre superfícies inclinadas durante a fase sub-aguda da lesão para reabilitação cardiovascular e pode ser utilizada por indivíduos que não possuem condições motoras que permitam o aumento da velocidade da marcha. Porém a habilidade da marcha se altera dentro de certas limitações durante marcha sobre superfícies com até 8% de inclinação e não há grandes benefícios, além dos apresentados durante a marcha em esteira sem inclinação.

# 4 Referências

---

1. Andrade LA. Análise da marcha: protocolo experimental a partir das variáveis cinemáticas e antropométricas (Tese de Mestrado em Educação Física). Faculdade de Educação Física, UNICAMP, 2002.
2. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS: NBR 9050 - *Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos*. Rio de Janeiro, 2004.
3. Adams RW, Gandevia SC, Skuse NF. *The distribution of muscle weakness in upper motoneuron lesions affecting the lower limb*. Brain. 1990; 113:1459-76.
4. Alton F, Baldey S, Caplna S, Morrissey MC. *A Kinematic comparison of overground and treadmill walking*. Clin Biomech. 1998; 13:434-40.
5. Barbeau H, Visintin M. *Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects*. Arch Phys Med Rehabil. 2003; 84(10):1458-65.
6. Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. *Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults*. Age e Aging. 1997;26:261-8.
7. Bohannon RW, Smith MB. *Interrater reliability of a modified Ashworth Scale of muscle spasticity*. Phys Ther. 1987; 67:206-7.
8. Bootsma M, Swenne CA, Van-Bolhuis HH, Chang PC, Cats VM, Bruschke AVG. *Heart rate and heart rate variability as indexes of sympathovagal balance*. Am J Physiol. 1994; 266: H1565-71.
9. Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, Clark BM. *Hemiplegic gait: analysis of temporal variables*. Arch Phys Med Rehabil. 1983; 64: 583-7.
10. Burdett RG, Borelle-France D, Blatchly C, Poptter C. *Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle foot orthosis, and with Air-Stirrup brace*. Phys Ther. 1988; 68:1197-1203.
11. Byrnes ML, Thickbroom GW, Phillips BA, Wilson SA, Mastaglia FL. *Physiological studies of the corticomotor projection to the hand after subcortical stroke*. Clin. Neurophysiol. 1999; 110:487-98.

12. Canning CG, Ada L, O'Dwyer NJ. *Slowness to develop force contributes to weakness after stroke*. Arch Phys Med Rehabil. 1999; 80:66-70.
13. Chae J, Yu D. *A critical review of neuromuscular electrical stimulation for treatment of motor dysfunction in hemiplegia*. Assist Technol. 2000; 12:33-49.
14. Cross J, Tyson SF. The effect of a slider shoe on hemiparetic gait. Clin Rehabil 2003;17(8):817-824.
15. da Cunha IA, Lim PA, Qureshy H, Henson H, Monga T, Protas J. *Gait outcomes after acute stroke rehabilitation with supported treadmill ambulation training: a randomized controlled pilot study*. Arch Phys Med Rehabil. 2002; 83:1258-65.
16. Daley K, Maki BE, Danys I, Cabot R, Wood-Dauphinée S. *The Stroke Rehabilitation Assessment of Movement (STREAM): refining and validating the content*. Physiother Can. 1997;49: 269-78.
17. Dietz V, Colombo G, Jensen L, Baumgartner L. *Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients*. Ann Neurol. 1995; 37:574-82.
18. Dietz V. *Spinal cord pattern generators for locomotion*. Clin Neurophysiol. 2003; 1379-89.
19. Dobkin, BH. *An overview of treadmill locomotor training with partial body weight support: a neurophysiologically sound approach whose time has come for randomized trials*. Neurorehabil Neural Repair. 1999; 13:157-65.
20. Dobkin, BH. *Spinal and supraspinal plasticity after incomplete spinal cord injury: correlations between functional magnetic resonance imaging and engaged locomotor networks*. Prog Brain Res. 2000; 128:99-111.
21. Dobkin BH. *Strategies for stroke rehabilitation*. Lancet Neurol. 2004; 3:528-36.
22. Edgerton VR, de Leon RD, Harkema, SJ, Hodgson JA, London N *et al*. *Retraining the injured spinal cord*. J Physiol. 2001;533:15-22.
23. Edgerton VR, Tillakaratne NJK, Bigbee AJ, *et al*. *Plasticity of the spinal neural circuitry after injury*. Annu Rev Neurosci 2004; 27:145-167
24. Field-Fote EC, Fluet GG, Schafer SD, Schneider EM, Smith R, Downey PA, *et al*. *The spinal cord injury functional ambulation inventory*. J Rehabil Med. 2001; 33: 177-181.
25. Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RM. *Flexible software for tracking of markers used in human motion analysis*. Comput Methods Programs Biomed. 2003;72(2):155-65.
26. Finch I, Barbeau H. *Hemiplegic gait: new treatment strategies*. Physiotherapy Canada. 1986; 38: 36-41.
27. Fung J, Barbeau H. *A dynamic EMG profile index to quantify muscular activation disorder in spastic paretic gait*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 73:233-244.

28. Gaviria M, D'Angeli M, Chavet P, Pelissier J, Peruchon E, Rabischong P. *Plantar dynamics of hemiplegia gait: a methodological approach*. Gait Posture. 1996; 4:297-305.
29. Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. *Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke*. Phys Med Rehabil. 1996; 77:1074-82.
30. Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. *Gait after stroke: initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase*. Arch Phys Med Rehabil. 2001; 82:1057-65.
31. Hermens HJ, de Waal CA, Buurke J, Zilvold G. *A new gait analysis system for clinical use in a rehabilitation center*. Orthopedics. 1986; 9:1669-74.
32. Hesse S, Bertelt C, Schaffrin A, Malezic M, Mauritz K. *Restoration of gait in nonambulatory patients by treadmill training with partial body-weight support*. Arch Phys Med Rehabil. 1994;75:1087-1093.
33. Hesse S, Bertelt C, Jahnke MT, Schaffrin A, Baake P, Malezic M, et al. *Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients*. Stroke 1995; 26:976-81.
34. Hesse S, Malezic M, Schaffrin A, Mauritz KH. *Restoration of gait by combined treadmill training and multichannel electrical stimulation in non-ambulatory hemiparetic patients*. Scand J Rehabil Med .1995; 27(4):199-204.
35. Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D. *Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects*. Arch Phys Med Rehabil. 1999;80(4)421-7
36. Hesse S, Werner C, Paul T, Bardeleben A, Chalier J. *Influence of walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patients*. Arch Phys Med Rehabil. 2001; 82:1547-50.
37. Hesse S, Helm B, Krajnik J. *Treadmill training with partial body weight support: influence of body weight release on the gait of hemiparetic patients*. J Neurobiol Rehabil. 1997; 11: 15-20.
38. Hesse S, Werner C, Frankenberg S, Bardeleben A. *Treadmill training with body weight support after stroke*. Phys Med Rehabil Clin N Am. 2003; 14: 111-123.
39. Hwang I, Lee H, Cherg R, Chen J. *Electromyographic analysis of locomotion for healthy and hemiparetic subjects: study of performance variability and rail effect on treadmill*. Gait Posture. 2003: 18:1-12.
40. Kandel ER, Schwartz J H, Jessel T M. *Princípios da neurociência*. Cap 37. 4.ed. Barueri: Manole. 2003. p 737-755
41. Kawamura K, Tokuhira A, Takechi H. *Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width*. Acta Med Okayama. 1991; 45:179-84.

42. Knox V, Evans AL. Evaluation of the effects of a course of Bobath therapy in children with cerebral palsy: a preliminary study. *Dev Med Child Neurol* 2002;44:447-460.
43. Knutsson E, Richards C. *Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients*. *Brain*. 1979; 102:155-174.
44. Knutsson E. *Studies of gait control in patients with spastic paresis*. In: Delwaide PJ, Young RR (ed) *Clinical Neurophysiology in Spasticity*, vol 1. Elsevier, New York, p. 175-183.
45. Lay A N, Hass C J, Gregor RJ. *The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis*. *J Biomech*. 2005 (*In press*).
46. Leroux A, Fung J, Bateau H. *Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects*. *Exp Brain Res*. 1999; 126:359-368.
47. Leroux A, Fung J, Bateau H. *Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies*. *Gait Posture*. 2002: 64-74.
48. Liepert J, Graef S, Uhde I, Leidner O, Weiller C. *Training-induced changes of motor cortex representations in stroke patients*. *Acta Neurol Scand*. 2000;101:321-326.
49. Lundy-eckman, L. *Neurociência: fundamentos para a reabilitação*. 1.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
50. Leroux A, Fung J, Barbeau H. *Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects*. *Exp Brain Res*. 1999;126(3):359-68.
51. Macko RF, Smith GV, Dobrovolny CL, Sorkin JD, Goldberg AP, Silver KH. *Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients*. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001; 82:1547-1550.
52. Mauritz KH, Hesse S, Platz T. *Late recovery of motor functions*. In Freund HJ, Sabel BA, Witte OW. *Brain Plasticity*. Cap 29. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers. 1997. p. 395-408.
53. Mitchell JH. *Neural control of the circulation during exercise*. *Med Sci Sports Exer*. 1990; 22: 141-54.
54. Miyai I, Tanabe HC, Sase I, Eda H, Oda I, Konishi I, *et al*. *Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study*. *Neuroimage*. 2001; 14:1186-1192.
55. Miyai I, Yagura H, Hatakenaka M, Oda I, Konishi I, Kubota K. *Longitudinal optical imaging study for locomotor recovery after stroke*. *Stroke*. 2003; 34:2866-2870.
56. Miyai I, Yagura H, Konishi I, Eda H, Susuki T, Oda I, *et al*. *Premotor cortex is involved in restoration of gait in stroke*. *Ann. Neurol*. 2002;52:188-94.
57. Morris ME, Matyas TA, Bach TM, Goldie PA. *The effect of eletrogoniometric feedback on genu recurvatum in stroke*. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990;73:348-54.

58. Murray MP, Spurr Gb, Sepic SB, Gardner GM, Mollinger LA. *Treadmill vs. floor walking: cinematics, electromiogram, and heart rate*. J. Appl. Physiol. 1985;59:87-91.
59. Nilsson J, Thorstensson A, Halbertsma J. *Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans*. Acta Physiol Scand. 1985 Apr;123(4):457-75.
60. Nilsson J, Thorstensson A. *Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds*. Acta Physiol Scand. 1987 Jan;129(1):107-14.
61. Olney SJ, Jackson VG, George SR. *Gait re-education guidelines for stroke patients with hemiplegia using mechanical edergy and power analyses*. Physiother Can 40:242-248.
62. Olney SJ, Griffin MP, Monga TN, Mcbrige ID. *Work and power in gait of stroke patients*. Arch Phys Med Rehabil 1991; 72:309-314.
63. Olney SJ, Richards C. *Hemiparetic gait following stroke*. Part I: Characteristics. *Gait Posture*. 1996; 4:136-148.
64. Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. New York: McGraw-Hill. 1992.
65. Pohl M, Mehrholz PT, Ritschel C, Ruckriem MA. *Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients*. A randomized controlled trial. *Stroke*. 2002;33:553-8.
66. Prentice SD, Hasler EN, Groves JJ, Frank JS. *Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface*. *Gait Posture*. 2004;20:255-265.
67. Richards CL, Malouin F, Wood-Dauphine S, Williams JI, Bouchard J, Brunet D. *Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients*. *Phys Med Rehabil*. 1993; 74:612-20.
68. Roth EJ, Merbitz C, Mroczek K, Dugan SA, Suth WW. *Hemiplegic gait, relationships between walking speed and other temporal parameters*. *Am J Phys Med Rehabil*.1997; 76:128-33.
69. Rowell LB. *Human circulation: regulation during physical stress*. New York: Oxford University Press, 1986.
70. Schaechter JD. *Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke*. *Prog Neurobiol*. 2004;73(1):61-72.
71. Soetanto D, Kuo C, Babic D. *Stabilization of human standing posture using functional neuromuscular stimulation*. *J Biomech*. 2001; 34:1590-97.
72. Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke B, Jöhnk K, Deuschl G, et al. *Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults*. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1997;105:490-97.

73. Tokuhiro A, Nagashima H, Takechi H. *Electromyographic kinesiology of lower extremity muscles during slope walking*. Arch Phys Med Rehabil. 1985;66(9):610-3.
74. Traversa R, Cicinelli P, Rossini PM. *Mapping of motor cortical reorganization after stroke*. 1997; 28:110-17.
75. Van de Crommert HWAA, Mulder T, Duysens J. Neural control of locomotion, part 2: sensory control of the locomotion CPG. *Gait Posture*; 1998;7:251-63.
76. Visintin M, Barbeau H. *The effects of body weight support on locomotor pattern of spastic paretic patients*. Can J Neurol Sci. 1989; 16:315-325.
77. Visintin M, Barbeau H. *The effects of parallel bars, body weight support and speed on the modulation of the locomotor pattern of spastic paretic gait*. A preliminary communication. Paraplegia. 1994; 32:540-53.
78. Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo NE. *A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation*. Stroke. 1998; 29:1122-1128.
79. von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, Billings EJr. *Gait parameters following stroke: a practical assessment*. J Rehabil Res Dev. 1995; 32: 25-31.
80. Waanegar RC, Beek WJ, *Hemiparetic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis*. J Biomed. 1992;25:1007-15.
81. Wade DT, Wood VA, Heller A, Maggs J, Hower RL, *Walking after stroke: measurement and recovery over the first 3 months*. Scand J Rehabil Med. 1987; 19:25-30.
82. Wade D.T, *Measurement in neurological rehabilitation*. New York, NY: Oxford University Press; 1992.
83. Wernig A, Muller S, Nanassy A, Cagol E. *Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons*. Eur J Neurosci. 1995; 7:823-29.
84. Wernig A, Nanassy A, Muller S. *Laufband (LB) therapy in spinal cord lesioned persons*. In: Seil FJ, editor. *Neural Plasticity and Regeneration*. Amsterdam: Elsevier Science. 2000. p. 89-97.
85. White SC, Wack Hj, Tucker CA, Lin, HY. *Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking*. Med Sci Sport Exer. 1998; 30:1537-42.
86. Winter DA. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. 2. ed. University of Waterloo Press, Waterloo:1990.
87. Witte UR, Carlsson JY. *Self selected walking speed in patients with hemiparesis after stroke*. Scand J Rehabil Med.1997; 29:161-5.

88. World Health Organization. (Ed) Mackay J, Mensah G. *The atlas of heart disease and stroke*. Geneva: World Health Organization. 2004.
89. Wong AM, Pei YC, Hong WH, Chung CY, Lau YC, Chen CP. Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: an implication for neurologic status determination. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004; 85(10):1625-30.
90. Yang JF, Winter DA. Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1985; 60:485-91.

# **Anexos**

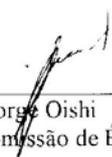
## Anexo 1 – Parecer do Comitê de Ética



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
PRÓ - REITORIA DE PÓS - GRADUAÇÃO E PESQUISA  
COORDENADORIA DE PESQUISA  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UFSCar, registrado no CONEP/Conselho Nacional de Saúde, pelo ato de 18 de março de 1997, DELIBEROU aprovação o projeto com protocolo nº 073/2002 e título: "**O EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL NO CONTROLE SENSÓRIO-MOTOR DA MARCHA DE HEMIPLÉGICOS**" com orientação do Profª. Dra. Tânia de Fátima Salvini.

São Carlos, 23 de outubro de 2002.

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Jorge Oishi  
Presidente da Comissão de Ética

## Anexo 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

**Universidade Federal de São Carlos**  
**Centro de Ciências Biológicas e da Saúde**  
**Departamento de Fisioterapia**

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

#### **Identificação do Paciente**

Nome:

Endereço:

Data de Nascimento:

Filiação:

RG.:

Nome do responsável:

Endereço:

RG.:

#### **Responsáveis pelo projeto:**

Profª Drª Tânia de Fátima Salvini (Orientadora)

Ana Raquel de Almeida Rodrigues (Doutoranda – Programa de Pós-Graduação em Ciências Fisiológicas/UFSCar)

Eu, \_\_\_\_\_, RG. \_\_\_\_\_, residente à \_\_\_\_\_, nº \_\_\_\_\_ Bairro \_\_\_\_\_, na cidade de \_\_\_\_\_, estado \_\_\_\_\_, concordo em participar como voluntário do trabalho de doutorado: Análise da Marcha em Paraplégicos: o efeito da estimulação elétrica funcional realizada em esteira elétrica, coordenado pelas professoras Tânia de Fátima Salvini, Rosana Mattioli e por Ana Raquel de Almeida Rodrigues.

Declaro ter pleno conhecimento de que os tratamentos fisioterapêuticos serão realizados na UFSCar, tendo como objetivo a instrução e demonstração de técnicas de tratamento para os estudantes e profissionais desta área de ensino e pesquisa, e concordo com os procedimentos adotados para finalidade didática. Autorizo e consinto a realização dos

procedimentos fisioterapêuticos necessários ao tratamento de minha pessoa, ou da pessoa que está sob minha responsabilidade na Fundação Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), Setor de Fisioterapia.

Tenho conhecimento de que este trabalho pretende comparar a eficiência do treinamento de marcha em esteira com o treino em esteira associado à estimulação elétrica em sujeitos vítimas de Acidente Vascular Cerebral que apresentem seqüelas de hemiplegia crônica.

Serei submetido a uma avaliação inicial que terá como objetivo detectar as principais alterações motoras presentes, em seguida, participarei de três fases de tratamento que consistirão em: 1. Treino da marcha em suspensão com suporte parcial de peso numa esteira elétrica; 2. Treino da marcha realizado de forma semelhante à anterior sendo associado à estimulação elétrica; 3. Repetição do mesmo procedimento da primeira fase. Tenho conhecimento de que possuo a liberdade de me recusar a participar ou retirar o meu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem que venha a sofrer nenhuma penalização ou prejuízo ao meu tratamento.

Comprometo-me a apresentar todos os exames que tiver realizado (clínicos, laboratoriais, radiológicos, entre outros), assim como a fornecer históricos de antecedentes familiares e quaisquer outras informações solicitadas para o bom andamento do tratamento e do ensino ministrado aos alunos da UFSCar.

Autorizo também à UFSCar a usar as imagens e informações sobre o tratamento, através de fotos, filmagens ou qualquer outro meio, para quaisquer finalidades de ensino ou de divulgação em jornais ou revistas científicas do país ou do exterior, respeitando os devidos códigos de ética.

Os dados obtidos durante este trabalho serão mantidos em sigilo, não podendo ser consultados por outras pessoas sem minha autorização por escrito, porém poderão ser utilizados para fins científicos, desde que seja resguardada a minha privacidade.

Todas as informações contidas neste documento foram lidas e compreendidas, assim como as da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Voluntário nº \_\_\_\_\_ São Carlos, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 200\_\_\_\_

A presente autorização é realizada em caráter gratuito, sem qualquer ônus para a UFSCar.

São Carlos, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 200\_\_

---

Assinatura do voluntário

---

Profª Drª Tânia de Fátima Salvini

---

Ana Raquel de Almeida Rodrigues

## Anexo 3 – Escala Modificada de Ashworth

**Universidade Federal de São Carlos**  
**Centro de Ciências Biológicas e da Saúde**  
**Departamento de Fisioterapia**

### ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH PARA CLASSIFICAR ESPASTICIDADE

Nome: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_

#### Classificação/ Descrição

0- Sem nenhum aumento no tônus muscular.

1- Leve aumento no tônus muscular, manifestado por uma resistência mínima ao término do movimento quando a(s) parte(s) afetada(s) é(são) movida(s) em flexão ou extensão.

2- Leve aumento no tônus muscular, manifestado por uma mínima resistência ao longo do trajeto (menos que a metade) da gama do movimento (ROM).

3- Forte aumento no tônus muscular pela maioria do ROM, mas parte(s) afetada(s) facilmente movimentada(s).

4- Considerável aumento no tônus muscular, com dificuldade no movimento passivo.

5- Parte(s) afetada(s) rígida(s) em flexão ou extensão.

## Anexo 4 – Escala de Categoria de Deambulação Funcional

**Universidade Federal de São Carlos**  
**Centro de Ciências Biológicas e da Saúde**  
**Departamento de Fisioterapia**

### CATEGORIAS DE DEAMBULAÇÃO FUNCIONAL

Nome: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_

0. Sujeito não consegue deambular;
1. Sujeito requer firme suporte contínuo de uma pessoa para ajudar no suporte de peso e equilíbrio;
2. Sujeito requer suporte contínuo ou intermitente de uma pessoa para ajudar no equilíbrio e coordenação;
3. Sujeito requer supervisão verbal;
4. Sujeito caminha independentemente e requer ajuda apenas para subir degraus
5. Sujeito consegue deambular independentemente.

## Anexo 5 – STREAM

**Universidade Federal de São Carlos**  
**Centro de Ciências Biológicas e da Saúde**  
**Departamento de Fisioterapia**

**REHABILITATION ASSESSMENT OF MOVEMENT**  
**(STREAM)**

Nome: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_

### Classificação da Descrição

#### I. Movimentos Voluntários dos Membros

**0** – Incapaz de realizar o movimento testado através de qualquer amplitude apreciável (incluindo movimentos em chicote e lentos)

**1** – a. Capaz de realizar apenas parte do movimento, e com forte desvio do padrão normal.

b. Capaz de realizar apenas parte do movimento, mas de forma semelhante ao lado não afetado

c. Capaz de realizar o movimento completo, mas com marcado desvio do padrão normal

**2** – Capaz de completar o movimento de maneira comparável ao lado não afetado.

**3**- Atividade não testada (Especificar por que; amplitude, dor, outras razões)

#### II. Mobilidade Básica

**0** – Incapaz de realizar a atividade testada através de qualquer amplitude (isto é, mínima participação ativa)

**1** – a. Capaz de realizar apenas parte da atividade de forma independente (requer assistência parcial ou estabilização para completar o movimento), com ou sem ajuda, e com marcante desvio do padrão normal.

b. Capaz de realizar apenas parte da atividade de forma independente (requer assistência parcial ou estabilização para completar), com ou sem ajuda mas com um padrão de movimento grosseiramente normal.

c. Capaz de completar a atividade de forma independente, com ou sem ajuda, mas com marcante desvio do padrão normal

**2** – Capaz de completar a atividade de forma independente com um padrão de movimento grosseiramente normal, mas requer ajuda.

**3** – Capaz de completar a atividade de forma independente com um padrão de movimento grosseiramente normal, sem ajuda.

**X** – Atividade não testada (Especificar porque; amplitude, dor, outras razões).

## III. Referência para Medida

Qualidade do Movimento	Amplitude de Movimento Ativo		
	Nenhum	Parcial	Completo
Grande Desvio	0	1a	1c
Grosseiramente normal	0	1a	2(3)

## Itens avaliados

Posição do Teste	Subescala	Movimentos Avaliados	Pontuação
Deitado	S	Protração da escápula	
	S	Extensão do cotovelo	
	I	Flexão do quadril	
	M	Rolar	
	M	Fazer a ponte	
	M	De supino para sentado	
Sentado	S	Encolher os ombros	
	S	Tocar o topo da cabeça	
	S	Mão no sacro	
	S	Elevação total	
	S	Supinação/pronação	
	S	Fechar a mão	
	S	Abrir a mão	
	S	Oposição	
	I	Flexão do quadril	
	I	Extensão do joelho	
	I	Flexão do joelho	
	I	Dorsiflexão	
	I	Flexão plantar	
I	Extensão do joelho e dorsiflexão		
M	De sentado para em pé		
Em Pé	I	Abdução do quadril	
	I	Flexão do joelho	
	I	Dorsiflexão	
	M	Mantendo-se em pé	
	M	Passo a passo	
	M	Três passos para trás	
	M	Três passos com o lado afetado	
	M	Andar 10 m	
M	Descer 3 escadas		

I: extremidade inferior S:extremidade superior M: mobilidade básica

# Anexo 6 – Relatório de Coordenadas XYZ

**Universidade de São Paulo**

**Escola de Engenharia de São Carlos**

**Departamento de Transportes**

## RELATÓRIO – COORDENADAS RELATIVAS XYZ DAS ESFERAS

Relatório referente a medidas executadas no dia 26 (vinte e seis) de outubro de 2003, no laboratório da clínica de fisioterapia localizada no interior da universidade federal de são carlos, com a finalidade de determinar coordenadas locais xyz para esferas dispostas no espaço por meio de fios, parte do trabalho de doutorado de ana raquel de almeida rodrigues.

Equipamentos utilizados para a realização desta tarefa foram utilizados os seguintes equipamentos : t100 – teodolito mecânico com precisão de 1'; trena metálica de 3m; mira graduada padrão;

### Procedimento

Consiste em montar uma base e criar um sistema de coordenadas relativas baseadas em um ponto balizado na sala, cujas coordenadas são (0,0,0). A partir deste ponto localiza-se a base (pontos A e B) no espaço, utilizando medidas de distâncias e ângulos, obtidas respectivamente com a trena e o teodolito.

Partindo de um dos pontos da base, localizamos os pontos desejados, também através de medidas de ângulos e distâncias. Para a localização das alturas das esferas, foram utilizados 2 (dois) métodos diferentes, sendo o primeiro medindo as alturas diretamente com uma trena, e o segundo através de medidas de ângulos verticais em ambos os pontos da base.

### Sobre as Coordenadas

As Coordenadas XY são coordenadas planas relativas ao ponto O (0,0) balizado em cada sala, podendo ou não obedecer à geometria da sala. Neste caso específico, os eixos X e Y estão colocados de forma oblíqua às paredes.

A coordenada Z dos pontos é tomada como sendo a diferença de alturas entre um ponto determinado e o ponto de origem do sistema. Notou-se a necessidade de considerar o desnível do piso, pois este apresentou variações significativas (maiores que 10 cm) no interior da sala. Sendo necessário assim calcular o desnível sob cada linha, e a coordenada Z das esferas em relação ao ponto de origem do sistema.

## Resultados

Para as coordenadas X e Y, obtidas com os procedimentos acima especificados obtivemos as coordenadas da tabela 1, abaixo, enquanto para as coordenadas Z, temos os valores da tabela 2, lembrando que as esferas são denotadas pelas letras A, B, C, D, E e F, onde A e F são respectivamente a mais baixa e a mais alta das esferas presas a cada fio.

Coordenadas Planimétricas		
Ponto	X	Y
1	1,793	4,473
2	2,007	4,927
3	2,222	5,383
4	1,421	5,732
5	1,204	5,279
6	0,996	4,829

Tabela 1 – Coordenadas XY dos Pontos

Esfera	1	2	3	4	5	6
A	1,506	1,495	1,463	1,469	1,489	1,513
B	1,204	1,194	1,166	1,166	1,184	1,212
C	0,906	0,895	0,866	0,867	0,884	0,914
D	0,605	0,594	0,565	0,568	0,587	0,613
E	0,308	0,296	0,265	0,270	0,285	0,316
F	0,011	0,004	-0,024	-0,028	-0,011	0,014

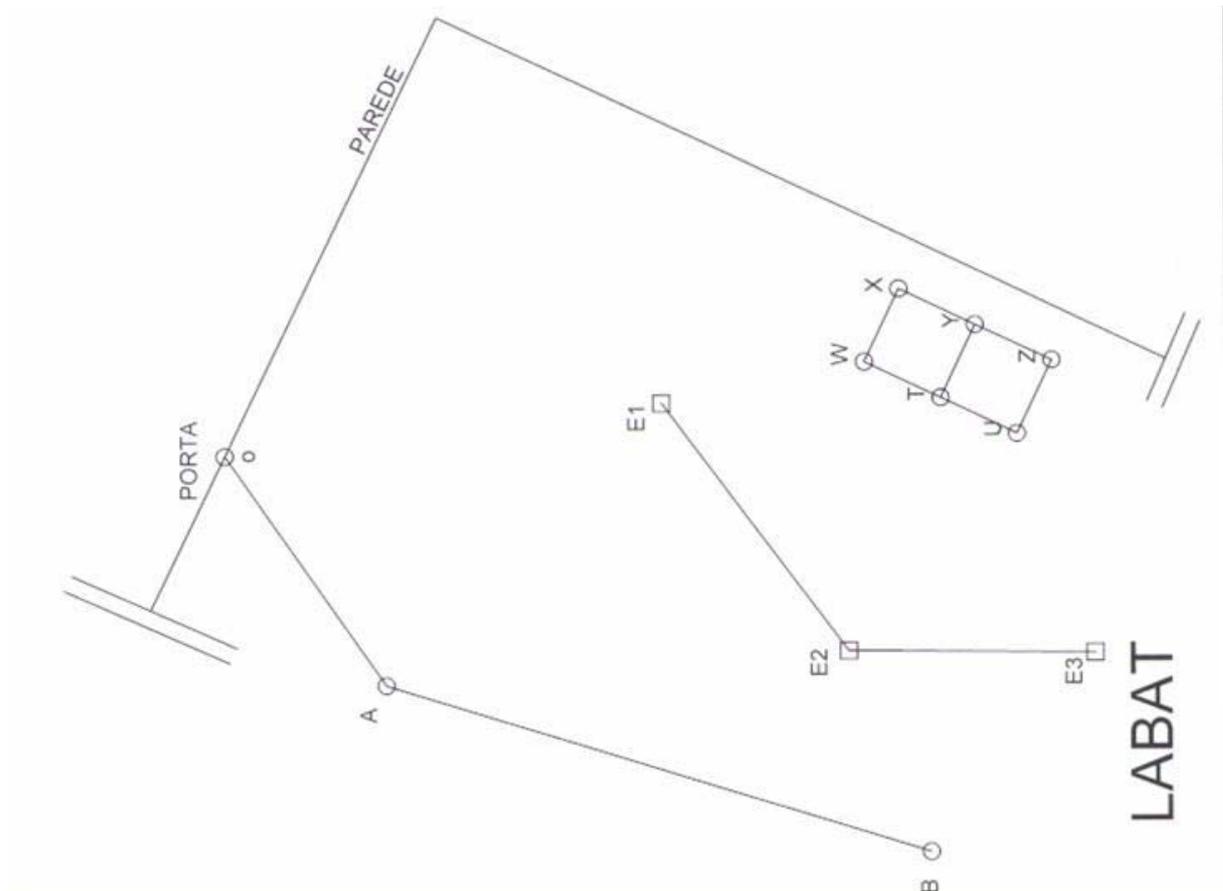
Tabela 2 – Coordenadas Z das Esferas

\* todas as medidas estão em metros (m), com precisão de  $\pm 0,005$  m.

## Precisão das Medidas

Como resultado final das medidas adotou-se a média, aproveitando que os resultados foram valores muito próximos. Estes foram obtidos e analisados segundo diferentes métodos, o que permite a garantia da precisão de 5 mm para todas as medidas.

Planta Esquemática das Medidas:



# Artigos

## **Artigo Publicado na Revista Brasileira de Fisioterapia**

LINDQUIST, A R R ; SILVA, I A B ; BARROS, R. M. L. ; MATTIOLI, R ; SALVINI, T F .  
A INFLUÊNCIA DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL ASSOCIADA AO  
TREINAMENTO EM ESTEIRA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO NA MARCHA DE  
HEMIPARÉTICOS. Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 9, n. 1, 2005.

**A Influência da Estimulação Elétrica Funcional Associada ao Treinamento em Esteira  
com Suporte Parcial de Peso na Marcha de Hemiparéticos**

Autores: Lindquist, A. R. R.,<sup>1</sup> Silva, I. A. B.,<sup>1</sup> Barros, R. M. L.,<sup>2</sup> Mattioli, R., Salvini, T. F.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratório de Neurociências, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos (UFSCar);

<sup>2</sup> Departamento de Educação Motora, Faculdade de Educação Física, UNICAMP.

Apoio Financeiro ao Projeto: FAPESP

Endereço para correspondência:

Tânia de Fátima Salvini

Laboratório de Neurociências

Departamento de Fisioterapia da UFSCar

Rodovia Washington Luís, Km 235, CEP:13565-905

São Carlos-SP, Brasil

Email: [tania@power.ufscar.br](mailto:tania@power.ufscar.br)

**Título para as páginas do artigo:** Estimulação Elétrica Funcional na Marcha de Hemiparéticos

**Palavras-chave:** Hemiparesia, marcha, suporte parcial de peso, estimulação elétrica funcional

## Resumo

Objetivo: Este estudo avalia os efeitos do treino em esteira elétrica com suporte parcial de peso associado à estimulação elétrica funcional na marcha de sujeitos hemiplégicos através da análise de variáveis espaço-temporais. Método: Para tal propósito foi utilizado o sistema A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub>, no qual A<sub>1</sub> e A<sub>2</sub> correspondem ao treinamento em esteira elétrica com suporte parcial de peso e B ao mesmo treinamento associado à estimulação elétrica funcional. Participaram deste estudo dois pacientes hemiparéticos crônicos que foram submetidos a treinamento durante 45 minutos, três vezes por semana. Ambos os sujeitos foram classificados no nível 3 da Escala de Avaliação Motora. Para a análise dos dados foi utilizado o sistema de videogrametria Dvideow (Digital Video for Biomechanics for Windows). Os dados foram analisados estatisticamente por meio dos testes ANOVA e teste *post hoc* Duncan. Resultados: Os resultados mostraram uma redução na duração do ciclo em ambos os sujeitos após a segunda fase de treinamento de 2.9 para 2.3 seg. e de 2.3 para 1.9 seg. nos respectivos sujeitos ( $p \leq 0.05$ ). A cadência aumentou de 20.8 para 27.7 e de 26.4 para 31.4 passos/min. ( $p \leq 0.05$ ) e a velocidade também aumentou após fase de treinamento com SPP e eletroestimulação de 0.4 para 0.5 e de 0.16 para 0.21m/s ( $p \leq 0.05$ ). Conclusão: O treinamento em esteira elétrica com suporte parcial de peso associado à estimulação elétrica funcional foi mais eficaz na melhora dos parâmetros espaço-temporais da marcha de sujeitos hemiplégicos do que o treinamento com suporte de peso corporal.

## **Introdução**

O treino da marcha em esteira, com suporte parcial de peso, é uma das estratégias de tratamento, para pessoas que sofreram Acidente Vascular Encefálico (AVE), que permite uma redução da descarga de peso no membro inferior, facilitando sua deambulação. A estimulação elétrica funcional é outro recurso que possibilita a transmissão de sinais elétricos para os músculos, facilitando o movimento<sup>1</sup>. Este estudo avaliou o efeito da estimulação elétrica funcional do músculo tibial anterior, associada ao treinamento da marcha em esteira elétrica com suporte parcial de peso corporal, na marcha de dois hemiparéticos.

## **Materiais e Método**

Participaram do estudo dois sujeitos de 67 anos com hemiparesia crônica, e com tempos de lesão de 2 e 4 anos. Ambos os casos apresentaram isquemia na região da artéria cerebral média, no exame de tomografia. Este projeto foi submetido e aprovado pelo comitê de ética da UFSCar.

Foram utilizadas três filmadoras digitais com tripé fixo, devidamente calibradas através de seis fios de prumo, cujas coordenadas eram conhecidas. Foram utilizados marcadores reflexivos(pé, perna e coxa) para identificar a posição e a orientação dos segmentos corporais num espaço tridimensional e permitir a análise cinemática<sup>2</sup>.

A avaliação da marcha foi realizada em solo plano, sem o uso da estimulação elétrica ou do equipamento para a sustentação do peso corpóreo, antes e após cada fase de treinamento, para avaliação de: 1) Comprimento do ciclo (m); 2) Velocidade da marcha (m/s); 3) Duração do ciclo (s); 4) Tempo da fase de apoio (s); 5) Tempo da fase de balanço (s); 6) Cadência (passos por minuto). Foi utilizado o sistema de videogrametria Dvideow<sup>3</sup>.

A sustentação de peso corporal utilizada inicialmente foi de aproximadamente 30% do peso corporal do sujeito, sendo reduzida, gradualmente, nos dias subseqüentes. O tempo de estimulação elétrica foi de 35 a 40 min. O treinamento de 45 min foi realizado 3 vezes por

semana, durante um período de 9 semanas, disposto da seguinte forma: A<sub>1</sub>: Treinamento em esteira com suporte de peso (três semanas); B: Treinamento em esteira com suporte de peso associado a eletroestimulação (três semanas); A<sub>2</sub>: Treinamento em esteira com suporte de peso (três semanas). A primeira avaliação foi realizada três dias antes do início do treinamento e a 2<sup>a</sup>, 3<sup>a</sup> e 4<sup>a</sup>, um dia após o final de cada fase de treino.

Foi utilizado como estimulador neuromuscular uma palmilha eletrônica (AACD - ondas quadradas bifásicas assimétricas, duração de 150 $\mu$ s, frequência de 25 pulsos/s (Hz) e intensidade de 150 V pico a pico), constituída por um par de eletrodos auto-adesivos, posicionados nos pontos motores do nervo fibular e ventre do músculo tibial anterior. A palmilha sensora foi posicionada dentro do sapato, e o eletroestimulador preso à perna. A eletroestimulação é iniciada na fase de balanço, ajudando na dorsiflexão do tornozelo e é interrompida quando o calcanhar toca o chão.

### **Resultados e Discussão**

Durante as nove semanas de treinamento em esteira com suporte de peso observou-se que no sujeito 1, o membro não acometido apresentou um ciclo de maior comprimento, o que pode ser explicado pela redução da capacidade de gerar um momento de força devido à alteração na atividade das unidades motoras<sup>4</sup>. Entretanto, no sujeito 2, o comprimento do passo do membro acometido foi maior do que o comprimento do passo do membro não acometido. Isso, provavelmente, se deve ao fato de que o padrão da marcha deste voluntário caracteriza-se por uma anteriorização do tronco no início da fase de balanço com o membro acometido, e posteriorização no toque do calcanhar no chão, mecanismo que promove um aumento do comprimento do ciclo do membro acometido (Figuras 1A e 1B).

O hemiparético apresenta um déficit no equilíbrio, propriocepção e controle motor seletivos, que restringem a habilidade para transferir e suportar o peso sobre o membro acometido<sup>5</sup>. Estas alterações podem influenciar a marcha hemiparética acarretando em

diminuição do comprimento do ciclo. As avaliações 2, 3 e 4 mostraram um aumento no comprimento do ciclo de ambos os sujeitos quando comparadas com a avaliação inicial ( $p \leq 0,005$ ). Entretanto, não houve um aumento do comprimento quando se compararam as avaliações 2 e 3, sugerindo que a eletroestimulação não influenciou o comprimento do ciclo.

Os dois sujeitos deste estudo apresentaram uma variação na velocidade de 0,2 a 1,0 m/s. Os resultados mostraram que o tratamento promoveu um aumento durante as avaliações 1 e 3 e 1 e 4, bem como entre as avaliações 2 e 3, levando a condições de melhora funcional para o indivíduo (Figuras 1B e 1C). Pohl *et al*<sup>6</sup> relataram uma correlação entre a velocidade e a força muscular, isto é, o hemiparético tem que possuir musculatura forte para conseguir gerar o movimento desejado e o treinamento na esteira elétrica pode ter promovido o aumento da força e da resistência muscular.

Um dos mecanismos que poderia explicar o efeito do treino em esteira origina-se da ativação dos geradores rítmicos presentes na medula espinhal (região lombar e torácica) através das aferências sensoriais (grau de alongamento, quantidade de carga e posição espacial), originadas no quadril, joelho, tornozelo, dorso e planta do pé. Estudos têm demonstrado que a ativação da marcha pode ser induzida em pacientes com lesão da medula espinhal, quando movimentos rítmicos dos membros inferiores são impostos pela esteira<sup>7</sup>. Acredita-se que, durante a marcha, a tríplice flexão da fase de apoio para a fase de balanço de um membro inferior seja facilitada quando um determinado grau de extensão do quadril é atingido, pois ocorreria estimulação do gerador rítmico<sup>4</sup>.

A inabilidade de gerar força prejudica a fase de balanço da perna não acometida. Há um contato prematuro do pé não acometido no chão, com uma diminuição da flexão do quadril e do balanço do tronco. O hemiparético tem medo da instabilidade lateral e para solucionar esse problema ele aumenta a duração do duplo apoio para controlar a estabilidade

médio-lateral. Isto foi observado neste estudo ao verificarmos que o tempo da fase de balanço da perna não acometida é menor que da perna acometida nos dois sujeitos.

Houve também diminuição no tempo de apoio dos sujeitos, indicando que o padrão de marcha hemiparética estava aproximando-se da marcha normal, na medida em que o tempo de apoio diminuiu. Entre as avaliações 2 e 3 (esteira com SPP e FES) houve um decréscimo mais acentuado no tempo de apoio, sugerindo que o FES tenha influenciado esta redução (Figuras 1E e 1F).

A cadência da marcha (passos/min) apresenta-se diminuída na marcha hemiparética<sup>8</sup>. O treinamento aumentou a cadência ( $p \leq 0,005$ ) (Figuras 1G e 1H).

### **Conclusão**

Os resultados deste estudo sugerem que o treinamento em esteira com suporte parcial de peso promoveu uma tendência de melhora nas variáveis espaço-temporais na marcha hemiparética. A associação desse treinamento ao FES, melhorou a duração e velocidade do ciclo, assim como o tempo de apoio e cadência do passo em ambos os membros.

### Referências Bibliográficas

1. SOETANTO, D.; KUO, C.; BABIC, D. Stabilization of human standing posture using functional neuromuscular stimulation. *Journal of Biomechanics*. v.34, p. 1590-1597, 2001.
2. ANDRADE, L.A. Análise da marcha: protocolo experimental a partir das variáveis cinemáticas e antropométricas. *Dissertação de Mestrado* – Faculdade de Educação Física, Unicamp. Campinas, SP: 2002, p.21-24.
3. FIGUEROA, P.J.; LEITE, N.J.; BARROS, R.M.; A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. v.72, n. 2, p. 155-65, 2003.
4. RICHARDS, C.L.; OLNEY, S.J. Hemiparetic Gait Following Stroke. Part II: Recovery and Physical Therapy. *Gait & Posture*. v.4, p. 149-62, 1996.
5. CARLSOO, S.; DAHLLOF, A.G.; HOLM, J. Kinetics Analysis of the Gait in Patients With Hemiparesis and Patients With Intermittent Claudication. *Scandinavian Journal Rehabilitation Medicine*. v.6, 166-179, 1974.
6. POHL, M.; MEHRHOLZ, P.T.; RITSCHER, C.; RUCKRIEM, M.A. Speed-Dependent Treadmill Training in Ambulatory Hemiparetic Stroke Patients. A Randomized Controlled Trial. *Stroke*. v. 33 p. 553-558, 2002.
7. WERNIG, A.; NANASSY, A.; MULLER, S. Laufband (LB) therapy in spinal cord lesioned persons. In: Seil FJ (Ed). *Neural Plasticity and Regeneration*. Elsevier Science – Amsterdam, 2000, p.89-97.
8. HESSE, S.; BERTEL, C.; JAHNKE, M.T.; SCHAFFRIN, A.; BAAKE, P.; MALEZIC, M.; MAURITZ, K.H. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. *Stroke*. v.26 , p.976-81, 1995.

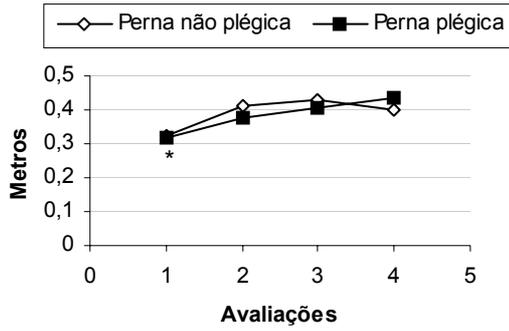
**Influence of functional electrical stimulation associated to gait training in  
treadmill with body weight support in hemiplegic patients**

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the efficacy of the gait training with body weight support associated to functional electrical stimulation through analyzing the space-temporal parameters. To this intention it was used a design following an A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub>. A<sub>1</sub> e A<sub>2</sub> consist of three weeks of gait training in a treadmill with body weight support, and B consists of three weeks of the same training associated to functional electrical stimulation. Two chronic hemiparetic patients were assigned receiving locomotor therapy three times a week for 45 minutes during nine weeks. Both of them were classified in the 3<sup>rd</sup> level of the Evaluation Motor Scale. The results were analyzed by Dvideow System (Digital Video for Biomechanics for Windows). Results were statistically by ANOVA test and *post hoc* Duncan test. Results showed that there was an increase in the stride length between the evaluations 1 and 2 ( $P \leq 0.05$ ) but it was not statistically important between evaluations 2 and 3 that correspond to the phase of the Functional Electric Stimulation. After the second phase, the cycle duration decreased in both subjects (2.9 to 2.3s and 2.3 to 1.9, in the respective subjects,  $p \leq 0.05$ ). The cadence increased (20.8 to 27.7 and 26.4 to 31.4  $p \leq 0.05$ ) and the walking velocity increased after this phase (0.4 to 0.5 and 0.16 to 0.21,  $p \leq 0.05$ ). Gait training for patients with stroke with body weight support associated to electrical stimulation seeks to result in better walking abilities than gait training with BWS, without electrical stimulation.

Key words: Hemiparesia, gait, body weight support, functional electrical stimulation (FES)

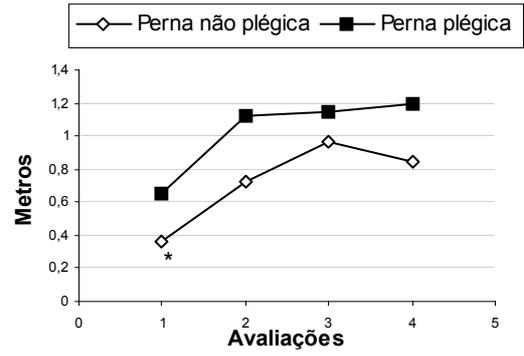
**Comprimento do Ciclo Sujeito 1**



4.1

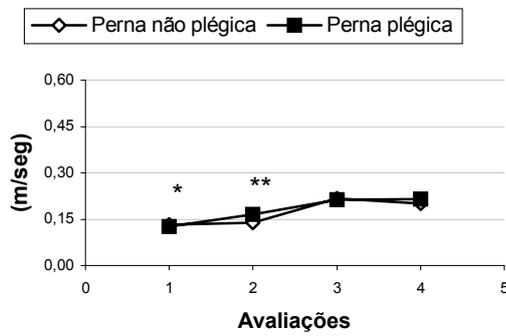
4.2 A

**Comprimento do Ciclo Sujeito 2**



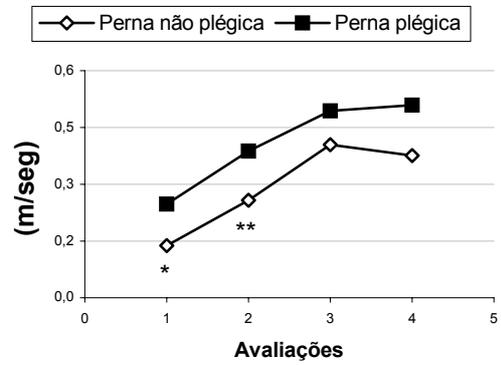
B

**Velocidade do Ciclo Sujeito 1**



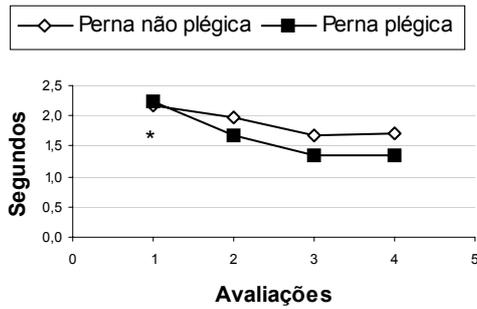
C

**Velocidade do Ciclo Sujeito 2**



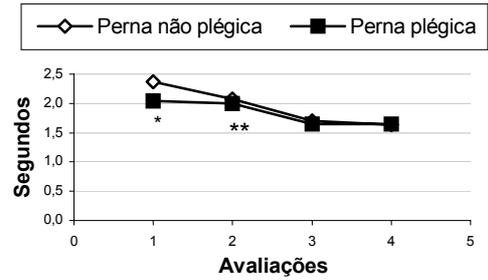
D

**Tempo de Apoio Sujeito 1**



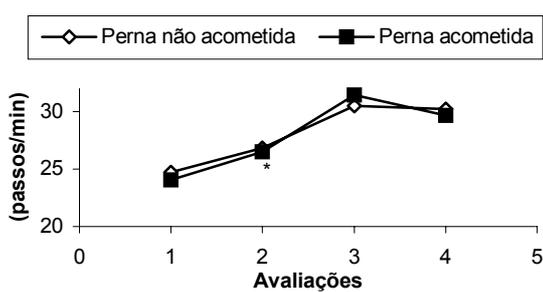
E

**Tempo de Apoio Sujeito 2**



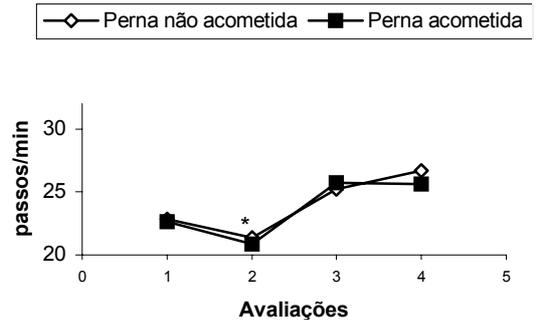
F

**Cadência do Passo Sujeito 1**



G

**Cadência do Passo Sujeito 2**



H

### Legenda de Figuras

**Figura 1:** Comprimento, duração e velocidade do ciclo dos sujeitos 1 e 2 durante as avaliações. **A:** Comprimento do ciclo do sujeito 1 no início e no final de cada etapa de treinamento. \*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 1 foi comparada com avaliações 2, 3 e 4; **B:** Comprimento do ciclo do sujeito 2 no início e no final de cada etapa de treinamento. \*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 1 foi comparada com avaliações 2, 3 e 4; **C:** Velocidade do ciclo do sujeito 1 no início e no final de cada etapa de tratamento. \*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 1 foi comparada com as avaliações 3 e 4. \*\*  $p \leq 0,005$  quando 2 foi comparada com avaliações 3 e 4; **D:** Velocidade do ciclo do sujeito 2 no início e no final de cada etapa de tratamento. \*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 1 foi comparada com as avaliações com 2, 3 e 4. \*\*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 2 foi comparada com as avaliações 3 e 4. **E:** Tempo de apoio do sujeito 1 no início e no final de cada etapa de tratamento. \*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 1 foi comparada com avaliações 2, 3 e 4; **F:** Tempo de apoio do sujeito 2 no início e no final de cada etapa de tratamento. \*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 1 foi comparada com avaliações 3 e 4. \*\*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 2 foi comparada com avaliações 3 e 4; **G:** Cadência do passo do sujeito 1 no início e no final de cada etapa de tratamento. \*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 1 foi comparada com avaliações 3 e 4. \*\*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 2 foi comparada com avaliações 3 e 4; **H:** Cadência do passo do sujeito 2 no início e no final de cada etapa de tratamento. \*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 1 foi comparada com avaliações 3 e 4. \*\*  $p \leq 0,005$  quando avaliação 2 foi comparada com avaliações 3 e 4.

**Artigo Submetido à *Physical Therapy***

EFFECTS OF TREADMILL TRAINING WITH PARTIAL BODY WEIGHT SUPPORT  
COMBINED WITH FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION IN CHRONIC  
HEMIPARETIC GAIT PATTERN

1 **EFFECTS OF TREADMILL TRAINING WITH PARTIAL BODY WEIGHT**  
2 **SUPPORT COMBINED WITH FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION IN**  
3 **CHRONIC HEMIPARETIC GAIT PATTERN**

4

5 Ana R. Lindquist (PT, PhD), Christiane L. Prado (Undergraduate student), Ricardo M.  
6 Barros (Ms, PhD), Rosana Mattioli (PT, Ms, PhD), Paula C. Lobo (Ms, PhD), Tania F.  
7 Salvini (PT, Ms, PhD).

8

9 From the Neuroscience Unit, Department of Physical Therapy, Federal University of São  
10 Carlos, São Carlos, SP, Brazil (Lindquist, Prado, Mattioli, Salvini); Department of Motor  
11 Education, Federal University of São Carlos (Lobo); Laboratory of Biomechanical  
12 Instrumentation, State University of Campinas, Campinas, SP, Brazil (Barros).

13

14 **Mailing address:** Tania F. Salvini, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de  
15 São Carlos. CEP 13565-905 - São Carlos, SP. Brasil. Day Time Phone Number: (0055-16)  
16 3351 8345/ Fax: (0055-16) 3351 2081. Evening Phone Number: (0055- 16) 3351 8345.  
17 Email: [taniasalvini@power.ufscar.br](mailto:taniasalvini@power.ufscar.br)

18

19 **Research support:** This project received financial support from FAPESP (Process 04/01192-  
20 8), SP, Brazil. Ana R.R. Lindquist and Christiane L. Prado were recipients of PhD and  
21 undergraduate fellowships respectively from CAPES and FAPESP.

22

23

24

25 **Running title:** Influence of FES in chronic hemiparetic gait

1 Abstract

2 **Background and Purpose.** A few is known about the effectiveness of treadmill training with  
3 partial body weight support (BWS) combined with functional electrical stimulation (FES) in  
4 chronic gait rehabilitation. The purpose of this study is to evaluate the effect of the combined  
5 use of FES and treadmill training with BWS in walking functions and voluntary limb control  
6 in chronic hemiparetic individuals. **Subjects.** Eight chronic ambulatory poststroke individuals  
7 were evaluated. **Methods.** An A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub> single-case study design was applied. Phases A<sub>1</sub> and  
8 A<sub>2</sub>: three weeks of gait training on a treadmill with body weight support, and phase B: three  
9 weeks of treadmill training plus FES applied to peroneal nerve. Stroke Rehabilitation  
10 Assessment of Movement was used to assess motor recovery. Kinematical analysis was used  
11 to assess gait parameters. **Results.** An improvement in the motor functions during phase B  
12 (from 54.9 to 71.0%) was found. The space-temporal variables of cycle duration, stance and  
13 cycle cadence as well as cycle symmetry presented improvements when phase B was  
14 compared to phases A<sub>1</sub> and A<sub>2</sub> (p<0.01). **Discussion and Conclusion.** The combined use of  
15 FES and treadmill training with BWS suggested an improvement in the motor recovery and  
16 seems to improve the gait pattern of hemiparetic subjects and could be used during gait  
17 rehabilitation.

18

19 **Key words:** Hemiparesis, gait, treadmill training, functional electrical stimulation.

1 Gait restoration is a major goal in post-stroke neurological rehabilitation. For this reason the  
2 recovery of independent walking is an important subject in rehabilitation studies. Gait  
3 training using a treadmill combined with body weight support (BWS) has received special  
4 attention. Based on the proven effectiveness of recovery locomotion in spinalized cats, about  
5 the same approach was applied to humans with spinal cord injury and hemiparesis<sup>0-0</sup>. This  
6 system provides symmetrical removal of weight from the lower extremities, thereby  
7 facilitating walking in subjects with neurological injuries.<sup>0</sup> According to Visintin and  
8 Barbeau<sup>0</sup> a partial unloading of the lower extremities (40%) in hemiparetic subjects results in  
9 a straighter trunk and knee alignment during the loading phase, a decrease in double support  
10 time and also an increase in single support time, stride length and speed. Wernig and Müller<sup>0</sup>  
11 showed that the extent of assistance from helpers moving and repositioning the paretic leg  
12 and stabilizing the pelvic girdle gradually declined and depending on the severity of the  
13 lesion different degrees of assistance were needed. This strategy of rehabilitation apparently  
14 drives spinal motor programmes through proprioceptive inputs and modulates spinal rhythm  
15 generators.<sup>0,0</sup> Furthermore, it leads to an improvement of sensory inputs and better conditions  
16 for functional motor reorganization<sup>0,0</sup>. These conditions result in the subjects using spinal gait  
17 patterns, since they have intact reticulospinal motor pathways descending to the ventral  
18 section of the spinal cord.<sup>0</sup>

19 Hemiparetic subjects often present abnormal gait patterns, which include equinovarus  
20 (excessive plantar flexion and inversion) or drop foot (excessive plantar flexion) and  
21 impairments of selective control are particularly prominent at the foot. While walking, the toe  
22 of the patient and the outer foot margin rub against the ground. Also, the subjects are faced  
23 with the imminent danger of sprains and other injuries to the ankle.<sup>0</sup>

24 A typical EMG pattern of the ankle shows prematurely curtailed tibialis anterior action and  
25 premature onset of soleus muscle activity, while the terminal swing and loading response

1 phases of the tibialis anterior are lost as the ankle control or flexor pattern shifts to the  
2 extensor pattern and the soleus begins its action prematurely.<sup>0</sup> Following the concept of  
3 Liberson, functional electrical stimulation (FES) uses electrical signals to activate  
4 peripheral nerves and consequently to control functional movements, therefore coupling  
5 afferent feedback during contraction, which, with the help of the patient, may maximize  
6 motor relearning during active repetitive movement training.<sup>0,0</sup>

7 The combined use of FES and treadmill training with BWS has been reported in a previous  
8 investigation. Hesse et al<sup>0</sup> investigated the use of multichannel electric stimulation combined  
9 with treadmill training and BWS in individuals with hemiplegia. After the training program,  
10 improvements were seen in all the subjects for gait parameters such as velocity, stride length  
11 and cadence. Although this study had important implications for walking in hemiplegic  
12 subjects and showed that the combined use of FES and treadmill training with BWS  
13 improved gait pattern, it was performed with subjects in the acute phase after a stroke, a time  
14 during which spontaneous function recovery is to be expected.<sup>0</sup> In addition, FES was used in  
15 different sites; for example, peroneal nerve, quadriceps, biceps femoris and pelvic  
16 stabilization muscles, according to the needs of each individual. Based on the literature  
17 reviewed, there are not studies that evaluated the influence of FES combined to treadmill  
18 training with BWS in the gait pattern of chronic hemiparetic individuals.

19 The aim of this study was to compare the effect of the combined use of FES and treadmill  
20 training with BWS with that of treadmill training with BWS alone in walking functions and  
21 voluntary limb control. It was investigated whether the use of FES in conjunction with  
22 treadmill training with BWS in chronic hemiparetic subjects, provides some added benefit.

23

## 24 **METHODS**

### 25 **Subjects**

1 Eight chronic ambulatory poststroke individuals (2 women and 6 men; mean age,  $56.6 \pm$   
2  $10.26$  years; stroke interval:  $17.3 \pm 10.9$  months) participated in this study. Right and left  
3 hemiparesis was found in 2 and 6 subjects, respectively. The hemiparesis was caused by right  
4 or left supratentorial ischemic stroke ( $n=6$ ) or intracerebral haemorrhage ( $n=2$ ). This project  
5 was approved by the University Ethic Committee and all subjects signed an informed consent  
6 form consistent with the Ethic Committee for the protection of human subjects.

7 As inclusion criteria, it was accepted subjects with at least 6 months after stroke. Also,  
8 spasticity was examined using the Modified Ashworth Spasticity Scale, which uses scores  
9 ranging from 0 to 5, where 0 represents no increase at all in muscle tone and 5 indicates that  
10 the joint was rigid in flexion or extension.<sup>0</sup> Spasticity of the subjects included in this study  
11 was classified in levels 2 and 3, once they should be able to walk with or without the help of  
12 stick or another person. Overground walking was assessed by the Functional Ambulation  
13 Category (FAC 0-5)<sup>0</sup> which was based on a walking distance of 10 m. Subjects were  
14 classified in levels 2 and 3 of the FAC test. Level 2 is defined as continuous or intermittent  
15 support dependence from another person to help with balance or coordination and level 3 is  
16 defined as only requiring verbal supervision.

17

### 18 **Motor Function**

19 Motor recovery was assessed before and one day after each treatment period with the use of  
20 the Stroke Rehabilitation Assessment of Movement (STREAM), which is an instrument made  
21 available to physical therapists for monitoring basic mobility and voluntary movement of the  
22 limbs.<sup>0</sup> STREAM is a 25-item scale evaluated on a 4-point scale for some items and on a 2-  
23 point scale for other items. The maximum score is 60 and higher scores indicate better  
24 function.

25

## 1 **Weight Discharge Asymmetry Index**

2 The weight discharge asymmetry index was evaluated with the use of two portable weight  
3 scales. Subjects were instructed to put a foot on each scale and to remain standing for three  
4 minutes. The percent difference between the two scales was determined three times and the  
5 weight discharge asymmetry index was the mean between these measurements.

6

## 7 **Gait Analysis**

8 Overground walking variables were measured as the individuals walked across a 6m  
9 walkway. The subjects were assessed before and one day after each treatment period. Four  
10 individuals used a single-point stick during each assessment. They walked on a walkway and  
11 an average of 3 trials was recorded as definitive data for the gait parameters. These values  
12 were used to compute the following parameters: stride length (m); cycle duration (s); gait  
13 velocity (m/s); stance duration (s); swing duration (s); cadence (steps/min); symmetry of  
14 stance, swing and cycle.

15 The instrumental system of gait analysis included five digital video cameras placed to give  
16 lateral, anterior and posterior vision of the subjects. Camera calibration was based on a direct  
17 linear transformation method and the calibration parameters were used for a 3D  
18 reconstruction of the markers. Prior to walking across the walkway, individuals had retro  
19 reflective spherical markers ( $\varnothing=10$  mm) attached to the toe and heel of each foot. The camera  
20 system collected gait parameters at 60 Hz with a shutter rate 1/500s. Dvideow system was  
21 used to process kinematic parameters.<sup>0</sup>

22

## 23 **Training Protocol**

24 The participants walked harness-secured on the treadmill. The body weight was released for  
25 30% at the beginning of the study and progressively decreased as the subject increased his

1 activity tolerance and could carry the remaining load on the paretic leg throughout stance and  
2 swing without the assistance of the physiotherapist. They were weighed each week to define  
3 re-loading of BWS. During each training session, the treadmill speed was raised according to  
4 ability of the subjects and they were encouraged to walk as fast as they could while  
5 preserving good gait kinematics. In other words, they should be able to maintain proper trunk  
6 and limb alignment and transfer of weight onto the hemiplegic limb. They could also hold  
7 onto a horizontal bars attached to the sides of the treadmill for stability. The periods of FES  
8 were adjusted according to the feedback from the individuals during 35 to 40 min of  
9 stimulation. Treadmill training was completed in a total of 27 sessions (3 days per week for 9  
10 weeks), each session lasting 45 min. The A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub> study was applied as follows: Phase A<sub>1</sub> -  
11 Gait training with BWS; Phase B- Gait training with BWS combined with FES; Phase A<sub>2</sub>-  
12 Gait training with BWS.

13 A portable stimulator was used to stimulate the common peroneal nerve during the swing  
14 phase of the gait cycle and to remain off during the stance phase. The stimulator was  
15 equipped with electronic control, sensors and stimulation electrodes. Leads carried the sensor  
16 signals to the electronic control and stimulus current to the stimulation electrodes during the  
17 swing phase (Figure 1). The stimulation parameters were asymmetric biphasic square waves  
18 with duration of 150  $\mu$ s, frequency of 25 Hz and between 60 and 150 V, depending on subject  
19 tolerance and the level of stimulation necessary to elicit robust dorsiflexion and foot eversion.

### 20 ***Statistical Analysis***

21 Descriptive statistics were used to compare the base line characteristics and the post-training  
22 gait scores. ANOVA with repeated measurements (factor of repeated measurements  
23 *treatment* – after each phase) was performed for the continuous variables (velocity, cycle  
24 duration, cadence, cycle length, time of swing phase, time of stance phase and symmetry  
25 ratios) before and after each phase. *Post hoc* Bonferroni multiple comparisons test was used

1 to determine differences of means between each training phase. For all tests, it was  
2 considered a significant level of 5%. The GB-STAT software was used for the statistical  
3 analyses.

4

## 5 **OUTCOMES**

### 6 **Motor Function**

7 The percent motor recovery of the individuals assessed by the STREAM showed an  
8 improvement in motor functions after the phase B (71%) compared to phase A<sub>2</sub> (56%, Figure  
9 2A). The first assessment, before the treadmill training, revealed that the subjects performed  
10 an average of  $54.9 \pm 21.9\%$  of the items proposed by STREAM, corresponding to  $33 \pm 13.2$   
11 points of the maximum score of 60 points. After phase A<sub>1</sub> no significant change was found in  
12 the STREAM assessment in which the individuals performed  $56 \pm 21.2\%$  of the activities,  
13 corresponding to  $33.6 \pm 12.7$  points (Figure 2A). However, after phase B, a significant rise  
14 was detected ( $71\% \pm 22.6$ ) reaching  $42.6 \pm 13.6$  points. After phase A<sub>2</sub> the individuals  
15 performed  $72.3 \pm 22.7\%$  of the activities, reaching  $43.4 \pm 13.6$  points. No differences were  
16 found between phases B and A<sub>2</sub>.

17

### 18 **Weight Discharge Asymmetry Index**

19 Before the treadmill training, the average for the weight discharge asymmetry index was  
20 34.71%. After phases A<sub>1</sub>, B and A<sub>2</sub>, the asymmetry was 34.96%, 23.57% and 20.48%,  
21 respectively (Figure 2B). Despite a substantial decrease in the asymmetry index after phase  
22 B, no significant change was found among the three phases.

23

### 24 **Gait Parameters**

1 The data analysis revealed a significant increase in stride length after phases A<sub>1</sub> and B (Figure  
2 2C), but no changes between phases B and A<sub>2</sub>. In addition, length symmetry improved from  
3 84.69 to 94.26 ( $p < 0.01$ ) after phase B, but phases A<sub>1</sub> and A<sub>2</sub> presented a tendency to decline  
4 (Table 1).

5 The cycle durations revealed significant decreases after phase B, while no differences were  
6 found between phases A<sub>1</sub> and A<sub>2</sub> (Figure 2D). The walking speed increased during phase B of  
7 the training from  $0.44 \pm 0.06$  to  $0.53 \pm 0.07$  ( $P < 0.01$ , Figure 2E). Since cadence is linearly  
8 related to velocity, it also increased after the phase B of training (Figure 2F).

9 A comparative analysis of the gait parameters is presented in Table 1, which gives the means  
10 and standard deviations for all the individuals, separated into the three training phases. There  
11 was a trend towards a decrease in stance and increase in swing duration. The single stance  
12 decreased significantly ( $P < 0.01$ ) after phase B. Stance symmetry tends to reduce as a result of  
13 the training phases, the exception being phase A<sub>1</sub>. The symmetry ratio for swing increased  
14 after phase A<sub>1</sub> and B (Table 1), while the symmetry for cycle length increased only after  
15 phase B (Table 1).

16

## 17 DISCUSSION

18 This study indicated that nine weeks of treadmill training with BWS resulted in an  
19 improvement in the motor functions and in the gait space-temporal variables in chronic  
20 hemiparetic individuals. However, 3 weeks of treadmill training with BWS combined with  
21 functional electrical stimulation suggest more effective results with respect to the space-  
22 temporal variables cycle duration, stance and cycle cadence as well as cycle symmetry.

23 After the gait training period, individuals noticed an improvement in gait and balance and  
24 reported to be more capable of accomplishing their activities in different environments. We  
25 identified two main advantages during the use of FES combined to treadmill training. The

1 first advantage was that all the subjects reported preference to walk in the treadmill with  
2 BWS combined with FES. They reported that gait training during phase B was more  
3 comfortable once it was easier to place the foot during early stance. The other advantage was  
4 that the use of FES relieved the work of the physiotherapist. It was easier to assist the gait,  
5 setting the paretic limb, during phase B.

6 In addition, one might assume that a simple intensity effect, during phase B, could be the  
7 cause of gait parameters improvement. However duration of therapy, walking velocity, and  
8 body weight support were similar in the 3 phases, so that different intensities could not  
9 explain the observed results.

10 Motor status is an important factor in the quality of gait and gait performance in hemiplegia  
11 and appears to be strongly dependent on the degree of motor recovery.<sup>0</sup> The evaluations  
12 carried out using STREAM showed a considerable improvement in motor function of the  
13 lower extremities and basic mobility, while the motor activities of the upper extremities only  
14 changed slightly. The results showed that during phase B, the subjects showed marked  
15 improvement in their motor functions, mainly with respect to lower limb mobility.

16 Increasing evidence has suggested that treadmill training in older hemiparetic subjects  
17 improves locomotor capabilities during overground walking<sup>0</sup> and motor relearning since it  
18 provides a task-oriented practice of walking and active repetitive movement training.<sup>0</sup> It is  
19 supposed that by moving the limbs through trajectories under closed physiological  
20 conditions, sensory inputs, and therefore central neuronal circuits become activated<sup>0</sup> In  
21 addition, proprioceptive and cutaneous impulses associated with repetitive movements may  
22 induce the activation of central pattern generators<sup>0,0</sup> and long-term potentiation of the motor  
23 cortex, which then modifies the excitability of specific motor neurons and facilitates motor  
24 learning.<sup>0</sup>

1 According to Yan *et al.*<sup>0</sup> FES induces afferent-efferent stimulation that results in limb  
2 movement plus cutaneous and proprioceptive inputs. It could be important in reminding  
3 subjects how to perform the movement properly. Thus, it is possible that FES applied to the  
4 peroneal nerve facilitate motor relearning and improve ankle dorsiflexion movement. The  
5 results showed an improvement in cycle speed, cycle duration and cadence during phase B  
6 which indicates that the intervention with FES may have influenced gait speed in chronic  
7 hemiparetic subjects as well as previously reported when FES was used in the acute phase of  
8 stroke<sup>0,0</sup> and in chronic spinal cord injury.<sup>0</sup>

9 In hemiparetic gait, the stance phase of both the affected and unaffected sides is larger, and  
10 occupies a greater proportion of the gait cycle. Furthermore, the stance phase on the  
11 unaffected side is larger, while the double support phase on the affected side is not larger than  
12 that of the unaffected side.<sup>0</sup> These alterations lead to an asymmetric pattern. The results of  
13 the stance phase and cycle symmetry showed a reduction in phase B (Table 1), which  
14 suggests an improvement in gait pattern.

15 A limiting factor of the present work is the possibility of a carry-over and/or a sequence  
16 effect from one phase over the following. However, A-B-A design allows the evaluation of  
17 the same subject during different procedures. Also, this design has been chosen in  
18 investigations in which individuals act as their own control what does not limit the power of  
19 the study<sup>0,0,0</sup>. Another limitation is the small number of subjects evaluated. Despite the large  
20 number of subjects with hemiparesis found in our Department of Neurological Rehabilitation,  
21 most of them is in the acute phase (less than 6 months since stroke) and among the chronic  
22 ones, their physical conditions made difficult to find a larger group of subjects able to take  
23 part in all phases of this research. Further studies will be necessary and should focus, for  
24 example, on adding a phase B after the phase A<sub>2</sub>. This could make possible to compare the

1 differences between phase B and A<sub>2</sub> in chronic subjects and better define the effect of FES on  
2 motor functional recovery and gait parameters in hemiplegia.  
3 Despite some limitations, this study brings important information about the influence of FES  
4 combined with treadmill training with BWS in chronic hemiparetic subjects and can help to  
5 optimize physiotherapeutic approach in stroke rehabilitation.

6

## 7 **CONCLUSION**

8 The results of this study indicated that hemiparetic subjects would likely benefit from a  
9 walking program that combines treadmill training, BWS and FES. Besides the well known  
10 effects of gait training using a treadmill with partial BWS in the restoration of gait pattern  
11 after a stroke, the combined use of FES on the common peroneal nerve and treadmill training  
12 with BWS, may promote an improvement in motor recovery and in the space-temporal  
13 variables cycle duration, stance and cadence, as well as in the cycle symmetry of hemiparetic  
14 gait. Also, the use of FES during treadmill training was preferred by the subjects and  
15 facilitates the work of physiotherapist.

16

## 17 **REFERENCES**

18 0. Wernig A, Müller S. Laufband locomotion with body weight support improved  
19 walking in persons with severe spinal cord injuries. *Paraplegia* 1992;30:229-238.

20 0. Wernig A, Nanassy A, Muller S. Laufband (LB) therapy in spinal cord lesioned  
21 persons. In: Seil FJ, editor. *Neural Plasticity and Regeneration*. Amsterdam: Elsevier  
22 Science; 2000. p.89-97.

23 0. Barbeau H, Rossignol S. Spinal cord injury: enhancement of locomotor recovery. *Curr*  
24 *Opin Neurol* 1994; 7: 517-524.

- 1 0. Dietz V, Colombo G, Jensen L, Baumgartner L. Locomotor capacity of spinal cord  
2 paraplegic subjects. *Ann Neurol* 1995; 37:574-582.
- 3 0. Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo NE. A new approach to retrain gait  
4 in stroke subjects through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*  
5 1998;29:1122-1128.
- 6 0. Edgerton VR, Tillakaratne NJK, Bigbee AJ, et al. Plasticity of the spinal neural  
7 circuitry after injury. *Annu Rev Neurosci* 2004; 27:145-167.
- 8 0. Dietz V, Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clin Neurophysiol*  
9 2003;114:1379-1189.
- 10 0. Visintin M, Barbeau H. The effects of body weight support on locomotor pattern of  
11 spastic paretic subjects. *Can J Neurol Sci* 1989; 16:315-325.
- 12 0. Van de Crommert HAA, Mulder T, Duysens J. Neural control of locomotion: sensory  
13 control of central pattern generator and its relation to treadmill training. *Gait and Posture*;  
14 1998:251-263.
- 15 0. Hesse S, Bertelt C, Jahnke MT, et al. Treadmill training with partial body weight  
16 support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic subjects. *Stroke*  
17 1995;26:976-981.
- 18 0. Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. New York: McGraw-Hill,  
19 1992.
- 20 0. Soetanto D, Kuo C, Babic D. Stabilization of human standing posture using functional  
21 neuromuscular stimulation. *J Biomech* 2001;34:1590-1597.
- 22 0. Chae J, Yu D, A critical review of neuromuscular electrical stimulation for treatment of  
23 motor dysfunction in hemiplegia. *Assist Technol* 2000;12:33-49.

- 1 0. Hesse S, Malezic M, Schaffrin A, Mauritz KH. Restoration of gait by combined  
2 treadmill training and multichannel electrical stimulation in non-ambulatory hemiparetic  
3 subjects. *Scand J Rehabil Med* 1995;27(4):199-204.
- 4 0. Jorgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, et al. Outcome and time course of  
5 recovery in stroke. Part II: time of recovery. The Copenhagen stroke study. *Arch Phys*  
6 *Med Rehabil* 1995;76:406-412.
- 7 0. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth Scale of  
8 muscle spasticity. *Phys Ther* 1987;67:206-207.
- 9 0. Wade D.T, *Measurement in neurological rehabilitation*. New York, NY: Oxford  
10 University Press; 1992.
- 11 0. Daley K, Maki BE, Danys I, et al. The Stroke Rehabilitation Assessment of Movement  
12 (STREAM): refining and validating the content. *Physiother Can* 1997;49:269-278.
- 13 0. Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RM. Flexible software for tracking of markers used in  
14 human motion analysis. *Comput Methods Programs Biomed* 2003;72(2):155-165.
- 15 0. Brandstater EB, De Bruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegic gait: analysis of  
16 temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil*. 1983;64:583-587.
- 17 0. Dobkin, BH. Spinal and supraspinal plasticity after incomplete spinal cord injury:  
18 correlations between functional magnetic resonance imaging and engaged locomotor  
19 networks. *Prog Brain Res* 2000;128:99-111.
- 20 0. Asanuma H, Keller A. Neurobiological basis of motor learning and memory. *Conc*  
21 *Neurosci* 1991;2:1-30.
- 22 0. Yan T, Hui-Chan CWY, Li LSW. Functional electrical stimulation improves motor  
23 recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke: a  
24 randomized placebo-controlled trial. *Stroke* 2005;36:80-85.

- 1 0. Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D. Treadmill walking with partial body weight  
2 support versus floor walking in hemiparetic subjects. Arch Phys Med Rehab  
3 1999;80(4):421-427
- 4 0. Pohl M, Mehrholz PT, Ritschel C, Ruckriem MA. Speed-dependent treadmill training  
5 in ambulatory hemiparetic stroke subjects. A randomized controlled trial. Stroke  
6 2002;33:553-558.
- 7 0. Field-Fote EC, Tepavac D. Improved intralimb coordination in people with incomplete  
8 spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation.  
9 Phys Ther 2002;82(70):707-715.
- 10 0. Olney SJ, Richards CL. Hemiparetic gait following stroke. Part II: Recovery and  
11 physical therapy. Gait & Posture. 1996;4:149-162.
- 12 0. Knox V, Evans AL. Evaluation of the effects of a course of Bobath therapy in children  
13 with cerebral palsy: a preliminary study. Dev Med Child Neurol 2002;44:447-460.
- 14 0. Cross J, Tyson SF. The effect of a slider shoe on hemiparetic gait. Clin Rehabil  
15 2003;17(8):817-824.
- 16

1 **FIGURE LEGENDS**

2

3 **FIGURE 1-** Electrode positions: (A) electronic stimulator, (B) stimulation electrode placed  
4 on the motor point of the common peroneal nerve in the area between the popliteal fossa and  
5 the head of the fibula (C) electrode placed on the anterior tibialis belly, (D) footswitch  
6 located at the heel of the affected foot, inside the shoe.

7 **FIGURE 2-** STREAM assessment, asymmetry of weight support index and gait variable  
8 evaluations performed at the beginning of the study and after each phase (A<sub>1</sub>, B and A<sub>2</sub>). Full  
9 line horizontal bars indicate significant between-phase differences. Asterisks indicate  
10 significant differences between measurements (\*P<0.01). (A) The line graph shows mean  
11 STREAM assessment scores over time; (B) Mean asymmetry of weight support index over  
12 time. No differences were found; (C) Stride length; (D) Cycle duration; (E) Cycle speed over  
13 time; (F) Cadence.

14

15

16

17

18

19

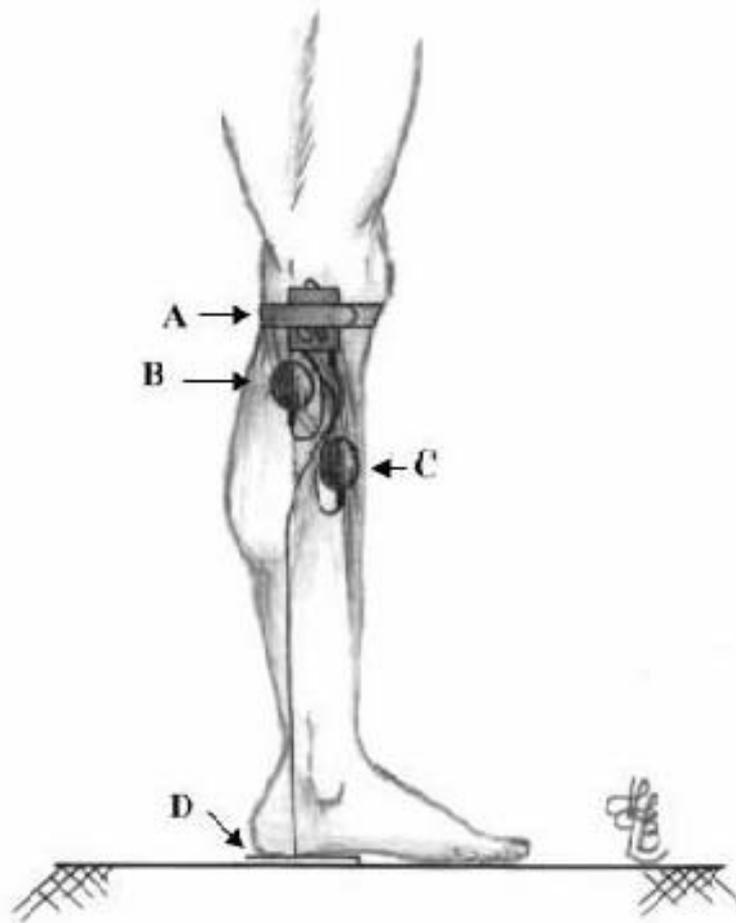
20

21

22

1 **Figure 1-** TREADMILL TRAINING WITH PARTIAL BODY WEIGHT SUPPORT  
2 COMBINED WITH FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION IMPROVES  
3 HEMIPARETIC GAIT PATTERN

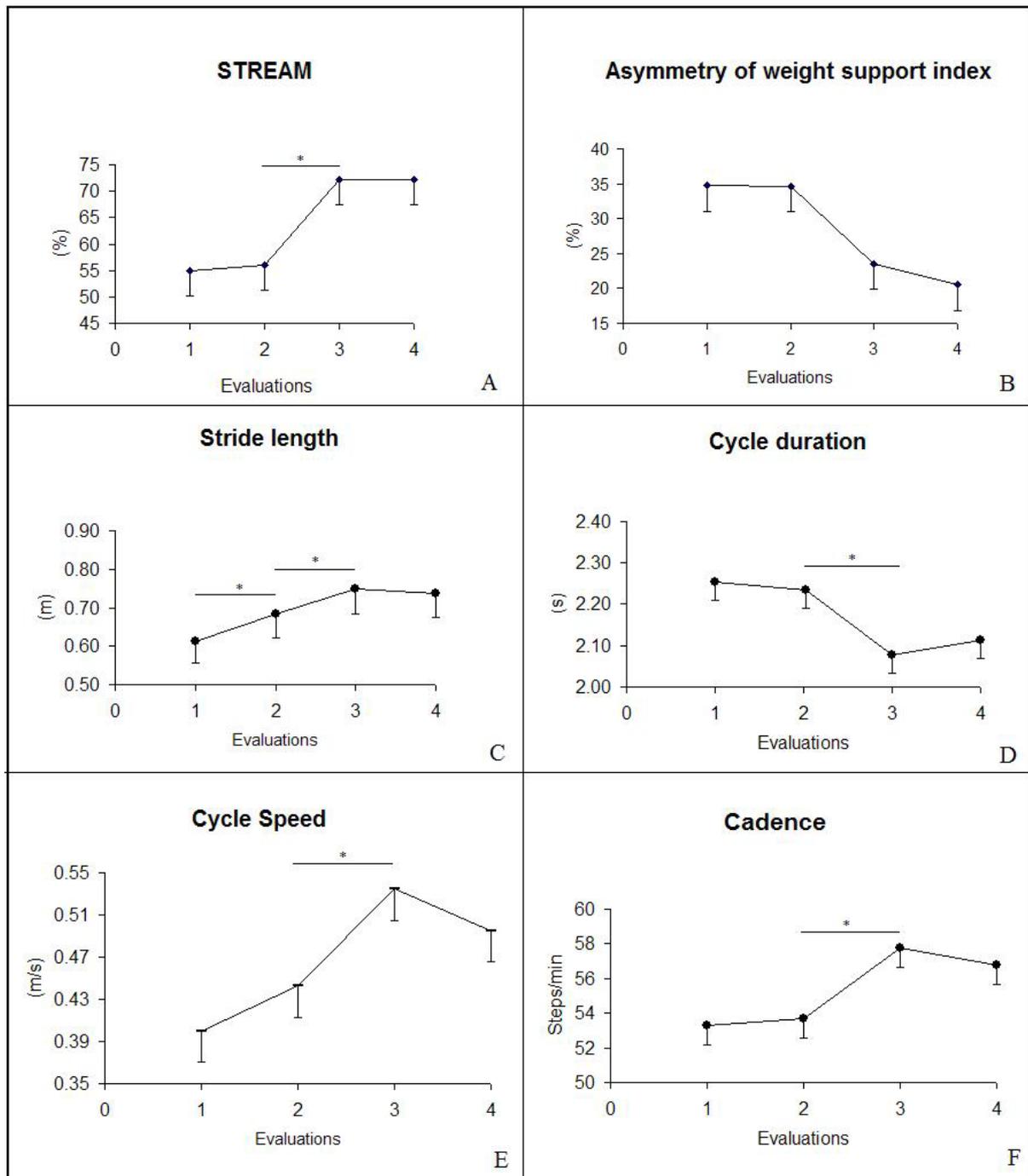
4  
5



6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13

1  
2  
3  
4  
5

**Figure 2 – TREADMILL TRAINING WITH PARTIAL BODY WEIGHT SUPPORT COMBINED WITH FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION IMPROVES HEMIPARETIC GAIT PATTERN**



6

1 4.2.1 **Table 1:** Gait cycle variables

		Pre-training Scores	Scores after A <sub>1</sub>	Scores after B	Scores after A <sub>2</sub>
<b>Stance (s)</b>	Unaff. Side	1.85 ± 1.2	1.80±1.3 (-2,7)	1.66±1.3* (-7.7)	1.69±1.3 (-2.3)
	Aff. Side	1.79 ± 1.1	1.69 ± 1.1 (-5.8)	1.58±1.2* (-6.3)	1.60±1.2 (1.4)
<b>Single stance (s)</b>	Unaff. Side	1.31 ± 0.1	1.24 ± 0.2 (-4.8)	1.15±0.2* (-7.3)	1.17±0.2 (1.4)
	Aff. Side	1.42± 0.1	1.26± 0.2 <sup>†</sup> (-11.8)	1.17±0.2* (-7.0)	1.29±0.1 (2.3)
<b>Swing period (s)</b>	Unaff. Side	0.37 ± 0.14	0.43 ± 0.17 (-17.1) <sup>†</sup>	0.45±0.2 (-4.5)	0.44±0.1 (1.2)
	Aff. Side	0.54 ± 0.15	0.55± 0.17 (2.2)	0.56±0.16 (-8.7)	0.53±0.14 (4.3)
<b>Double support (s)</b>	Unaff. Side	0.91 ± 1.1	0.98 ± 1.2 (8.7)	0.92± 1.2 (-6.8)	0.93± 1.2 (1.8)
	Aff. Side	0.87 ± 1.2	0.98 ± 1.2 (13.3)	0.92± 1.3 (-6.8)	0.94± 1.2 (1.1)
<b>Stance Symmetry (%)</b>		89.89± 0.1	91.44 ± 0.2 (1,55)	89.34± 0.1 (-2,10)	85.40± 0.1 (-3,95)
<b>Swing Symmetry (%)</b>		62.07 ± 0.2	71.25± 0.2 <sup>†</sup> (9,18)	78.17± 0.2 * (6,92)	66.98± 0.2 (-1,19)
<b>Cycle Symmetry (%)</b>		89.36 ± 0.1	84.69 ± 0.1 (-4,67)	94.26± 0.1* (9,58)	89.70± 0.1 (-4,56)

2

3 Data are expressed as the mean ± standard deviation; Asterisks indicate significant differences between the A<sub>1</sub>

4 and B measurements (\*p &lt; 0.01); Crosses indicate significant differences between the Pre-training and B

5 measurements (<sup>†</sup>p < 0.01). No differences were found between B and A<sub>2</sub> measurements. The numbers in6 brackets are the percent differences between Pre-training scores, phases A<sub>1</sub>, B and A<sub>2</sub>. Unaff.: unaffected; Aff.:

7 affected.