

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**ESTUDO DA MARCHA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL EM PISO
FIXO EM PACIENTES HEMIPARÉTICOS**

CATARINA DE OLIVEIRA SOUSA

**São Carlos
2009**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**ESTUDO DA MARCHA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL EM PISO
FIXO EM PACIENTES HEMIPARÉTICOS**

CATARINA DE OLIVEIRA SOUSA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Fisioterapia, Área de Concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Maria Forti Barela

**São Carlos
2009**

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

S725em

Sousa, Catarina de Oliveira.

Estudo da marcha com suporte parcial de peso corporal em piso fixo em pacientes hemiparéticos / Catarina de Oliveira Sousa. -- São Carlos : UFSCar, 2009.
66 f.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2009.

1. Marcha. 2. Hemiparesia. 3. Reabilitação. 4. Cinemática.
I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE Mestrado de Catarina de Oliveira Sousa, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 10 DE FEVEREIRO DE 2009.

BANCA EXAMINADORA:


Ana Maria Forti Barela
(UNICSUL)


Rosana Mattioli
(UFSCar)


Renato de Moraes
(USP/EACH)

DEDICATÓRIA

Dedico esta realização à **Minha Família**.

Aos meus pais **José Edgar e Neuma**, responsáveis pelo milagre da minha vida, por todo amor e apoio incondicional aos meus sonhos.

Aos meus irmãos **Max e Eduardo** por acreditarem na minha capacidade e sempre me incentivarem a ir mais longe.

A **Luciana e a Katiana** pelo amor e alegria com que sempre me esperaram a cada chegada em casa, isto é, realmente, muito gratificante.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por Sua infinita misericórdia e amor, permitiu-me traçar um caminho de crescimento, aprendizado, convivência com pessoas queridas, vitórias e superação de desafios e inseguranças, e de valorização do ser humano.

Aos meus pais e irmãos, pelos valores, apoio e incentivo a minha educação.

A todos das Famílias Oliveira e Sousa, que apesar da distância física, me incentivaram em todos os momentos para concretização deste sonho.

A minha orientadora e amiga, Profa. Dra. Ana Maria Forti Barela, pela confiança depositada em mim, pelo incentivo, pela compreensão e pela oportunidade de crescimento profissional. Não tenho palavras para expressar toda a gratidão...

Ao Dório, por ter me mostrado o caminho da pesquisa e por me instigar a ser sempre melhor. E, especialmente, por ser sempre ouvido, ombro, olhos e colo nos momentos de angústias e frustrações, e nos momentos de certezas e alegrias.

A Chris, por sua amizade, dedicação e companheirismo durante todo o processo desse trabalho. Obrigada por fazer parte dele comigo, nos momentos alegres, nas angústias, no cansaço, nas inseguranças, e na busca por voluntários... Sem sua ajuda, não seria possível!

Ao Prof. Dr. José Angelo Barela, por ter me proporcionado um exemplo de caráter, competência, disponibilidade, humildade, e pela contribuição em muitas fases de desenvolvimento deste trabalho.

A Profa. Dra. Tania de Fátima Salvini, por acreditar no meu trabalho e me proporcionar condições para permanecer em São Carlos com a bolsa de Apoio Técnico, e pelo exemplo de conduta pessoal e profissional.

A Profa. Dra. Paula Henstchel Lobo da Costa por abrir as portas do seu laboratório para que eu pudesse dar meus primeiros passos na pós-graduação na UFSCar e durante toda a coleta de dados deste trabalho.

A um grande amigo que pude fazer graças a minha estada em São Carlos: Diogo. Você faz parte dos amigos que ficarão para sempre! Obrigada por agüentar minha choradeira!

Aos amigos Jamacy e Jeronimo pelo incentivo desde a época da graduação e pelas palavras de conforto e estímulo a cada momento de fraqueza.

A Paulinha, Carolina, Tati, Michel, Nadiesca e Thiago pela amizade, respeito, aprendizado e, claro, pelos bons momentos de divertimento.

As minhas amigas Antônia, Priscila, Paula, Bárbara, Rosana e Ozelita, que mesmo distantes, me mandavam energia positiva.

A Maíra e Raíssa, por tudo que compartilharam comigo nesses anos em São Carlos. A nossa convivência foi maravilhosa.

Ao Márcio, a Andréa, e especialmente, a Lucimara, pela ajuda durante a coleta de dados.

Aos amigos do LAM que me acolheram no laboratório com muito carinho.

A Família Forti, por me fazer sentir em casa em São Paulo.

A todos da pensão, em especial, seu Edson, Gilmaria, Fábio e Robson, pelos momentos de descontração na cozinha.

Ao CNPq, pelo auxílio financeiro durante o segundo ano do mestrado.

A Ana Cláudia, Christiane e Kelly, funcionárias da Secretaria da Pós-Graduação, por sempre estarem dispostas a ajudar.

Aos pacientes que participaram deste estudo. Alcancei muito mais do que determinei como objetivo deste trabalho. Aprendi mais sobre a vida e a superação com o exemplo de vocês. Foi muito gratificante!

Aos que sempre torceram por mim e aos que me influenciaram positivamente ao longo da minha vida, mas que o espaço não permite que sejam citados aqui, minha gratidão a todos!

“A ferrovia que leva ao sucesso é construída em cima de um solo de humildade com pesados trilhos chamados erros que somente são fixados numa linha reta com maciços pregos de perseverança.”
Eduardo Siqueira Filho

RESUMO

A recuperação da marcha é um dos principais objetivos dentro de um programa de reabilitação para hemiparéticos decorrentes de acidente vascular encefálico (AVE). Dentre as diversas abordagens de treinamento de marcha, a que utiliza um sistema de suporte parcial de peso corporal (SPPC) associado à esteira tem proporcionado melhoras no padrão da marcha desses indivíduos. No entanto, as estratégias adotadas durante a marcha na esteira são diferentes das do piso fixo, e sendo piso fixo o tipo de superfície mais habitual de marcha, é importante analisar a marcha desses indivíduos enquanto utilizam o SPPC em piso fixo, e investigar os efeitos do treinamento da marcha com SPPC em piso fixo. Assim, esta dissertação é composta por dois estudos. O primeiro estudo teve como objetivo analisar a marcha de indivíduos hemiparéticos crônicos com e sem o uso do sistema de SPPC. Para tanto, 13 indivíduos hemiparéticos crônicos foram avaliados andando em três condições: 1) livremente com ou sem assistência; 2) com o uso do sistema de SPPC, porém sem alívio do peso corporal; e 3) com o uso do sistema de SPPC com 30% de alívio do peso corporal. Velocidade média de locomoção, cadência, comprimento e velocidade da passada, durações dos períodos de apoio duplo inicial e final, apoio simples e balanço, amplitudes de movimento (ADM) das articulações do tornozelo, joelho e quadril e dos segmentos pé, perna, coxa e tronco dos membros parético e não-parético foram analisados nas três condições. Foi verificado que durante a marcha com 30% de SPPC, os participantes reduziram a velocidade média de locomoção e o comprimento e a velocidade das passadas. No entanto, nenhum efeito foi observado na assimetria temporal. As ADMs do quadril, perna, coxa e tronco diminuíram na condição com 30% de SPPC, sendo que o tronco apresentou-se mais ereto. Apesar do uso do sistema de SPPC sem alívio do peso corporal não ter alterado a velocidade média de locomoção, essa condição proporcionou as mesmas alterações que a condição com 30% de SPPC, entretanto, de forma mais discreta. As alterações encontradas no primeiro estudo podem ser atribuídas ao pouco tempo para a adaptação às condições de marcha em piso fixo com SPPC e ao alívio de peso corporal nos membros inferiores. O segundo estudo teve como objetivo analisar os efeitos de um treinamento com SPPC em piso fixo na marcha de pacientes hemiparéticos crônicos. Dessa forma, 12 hemiparéticos crônicos submetidos a sessões de 45 minutos, três vezes por semana, durante seis semanas participaram do estudo. Os indivíduos foram avaliados andando livremente com velocidade auto-selecionada e confortável antes e após o treinamento proposto. As variáveis analisadas foram velocidade média de locomoção, comprimento do passo, comprimento e velocidade da passada, durações dos períodos de apoio duplo inicial e final, e apoio simples, ângulos máximos e mínimos e ADM dos segmentos pé, perna, coxa e tronco dos membros parético e não-parético. Após o período de treinamento, esses indivíduos passaram a andar mais rapidamente, com passos simétricos, e passadas mais longas e mais rápidas. A assimetria entre os membros parético e não-parético permaneceu para a duração do período de apoio simples e para as ADMs e ângulos máximos e mínimos em todos os segmentos. Os ângulos mínimos dos segmentos pé e perna e o ângulo máximo da coxa, bem como as ADMs de todos os segmentos aumentaram. Essa abordagem de treinamento pode ser adotada como uma alternativa segura, específica e promissora para a recuperação da marcha após AVE. Como essa abordagem de SPPC em piso fixo é recente, outros estudos são necessários para explorar diferentes porcentagens de alívio de peso e em outros estágios do AVE, como por exemplo, em indivíduos hemiparéticos agudos.

Palavras-chave: acidente vascular encefálico, locomoção, parâmetros espaço-temporais, cinemática, intervenção.

ABSTRACT

Gait recovery is a one of the main goals of a rehabilitation program for hemiparetic individuals after stroke. Among the different approaches of gait training, the use of systems of partial body weight support (BWS) on treadmill has provided improvements in the pattern of movement of these individuals. However, the strategies adopted to walking on treadmill are different from the ones adopted to walking overground, and overground level is the more usual type of area, it is important to analyze the movement of these individuals while they use the SPPC on overground level, and investigate the effects of the gait training with BWS on ground level. Therefore, this dissertation is composed of two studies. The goal of the first study was to analyze the gait of chronic hemiparetics individuals with and without the system of BWS. For such, 13 chronic hemiparetics individuals were evaluated on three conditions: 1) walking freely with or without assistance; 2) walking with the use of harness of BWS system, however without relief of body weight; 3) walking with the use of harness of BWS system, with 30% body weight relief. Walking speed, cadence, stride length and speed, first and second double support, single support, and swing durations, range of motion (ROM) of ankle, knee, and hip joints, and foot, shank, thigh, and trunk segments of nonparetic and paretic limbs were analyzed on the three conditions. It was found that during the gait with 30% of BWS, participants reduced the speed of locomotion and stride length and speed. However, no effect was observed for temporal asymmetry. The ROM of hip, thigh, and trunk decreased on the 30% of BWS condition, and the trunk had become more upright. Although use of BWS system without relief of body weight has not changed the speed of locomotion, this condition has the same changes that the 30% of BWS conditions, however, more discreet. The changes found in the first study may be attributed to little time to adapt to the gait conditions on overground level with BWS and to the relief of body weight in the lower limbs. The second study aimed to analyse the effects of gait training with BWS on overground level in the gait of chronics hemiparetics. Thus, 12 chronics hemiparetics submitted to sessions of 45 minutes, three times a week, for six weeks participated in this study. The individuals were evaluated walking freely at self-selected comfortable speed before and after the training. The variables examined were walking speed, step length, stride length and speed, first and second double support, and single support durations, maximum and minimum angles, and ROM of foot, shank, thigh, and trunk segments of paretic and nonparetic limbs. After the training period, these individuals walked faster, with symmetry steps, and strides longer and faster. The asymmetry between paretic and nonparetic limbs remained for single support duration, and for ROM and, for maximum and minimum angles for all the segments. The minimum angles of foot and shank, maximum angle of thigh, and the ROM of all segments increased. This approach to training may be used as safe, specific, and promising alternative for gait recovery after stroke. Because this approach of BWS training on overground level is recent, further studies are needed to explore different percentages of weight relief and other stages of strokes, for example, in acute individuals hemiparetics.

Keywords: stroke, locomotion, spatial-temporal parameters, kinematics, intervention.

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE FIGURAS.....	11
LISTA DE TABELAS	12
1 CONTEXTUALIZAÇÃO	13
2 ESTUDO 1: AVALIAÇÃO DA MARCHA DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS COM SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL EM PISO FIXO	17
2.1 Introdução	17
2.2 Materiais e Métodos	19
2.2.1 Amostra	19
2.2.2 Tarefas e Procedimentos	19
2.2.3 Tratamento dos dados	21
2.2.4 Tratamento estatístico	22
2.3 Resultados	23
2.3.1 Parâmetros espaço-temporais da marcha	23
2.3.2 Ângulos articulares e segmentares	24
2.4 Discussão	30
2.5 Conclusão	32
3 ESTUDO 2: EFEITOS DE UM PROGRAMA DE TREINAMENTO DE MARCHA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL EM PISO FIXO PARA INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS	34
3.1 Introdução	34
3.2 Métodos	36
3.2.1 Amostra	36
3.2.2 Sistema de suporte parcial de peso corporal utilizado no estudo	36
3.2.3 Protocolo de treinamento de marcha com SPPC em piso fixo	37
3.2.4 Avaliação da marcha	38
3.2.5 Tratamento dos dados	38
3.2.6 Tratamento estatístico	39
3.3 Resultados	40
3.3.1 Parâmetros espaço-temporais da marcha	40

3.3.2 Ângulos segmentares	42
3.4 Discussão	44
3.5 Conclusão	47
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	49
5 REFERÊNCIAS	51
Apêndice 1	58
Anexo 1	62
Anexo2	63
Anexo 3	66

LISTA DE FIGURAS

		Página
Figura 1	Ilustração geral do sistema de suporte parcial de peso corporal (SPPC) utilizado no estudo (A), e mais detalhada do trilho, motor, célula de carga (B) e mostrador digital (C); e do colete constituído por cintos de segurança revestidos para a parte superior da coxa, pelve e tronco utilizado pelos participantes nas condições com SPPC (D).....	21
Figura 2	Representação esquemática dos ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril formados, respectivamente, pelos segmentos pé e perna, perna e coxa e coxa e tronco; e os ângulos segmentares, formados pelos segmentos e o plano externo horizontal.....	22
Figura 3	Média e desvio padrão dos ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril ao longo do ciclo da marcha sem colete (A), com 0% de SPPC (B) e com 30% de SPPC (C) nos membros não-parético (área sombreada) e parético (linha). Valores positivos significam dorsiflexão do tornozelo e flexão do joelho e quadril, e valores negativos significam flexão plantar do tornozelo e extensão do joelho e quadril.....	26
Figura 4	Média e desvio padrão dos ângulos dos segmentos pé, perna, coxa e tronco ao longo do ciclo da marcha sem colete, com 0% de SPPC e com 30% de SPPC nos membros não-parético (área sombreada) e parético (linha). Valores positivos significam rotação dos segmentos no sentido anti-horário, e valores negativos significam rotação dos segmentos no sentido horário.....	29
Figura 5	Média e desvio padrão da velocidade média de locomoção (A) e comprimento do passo (B) dos membros não-parético e parético, nas avaliações pré-treinamento e pós-treinamento, em indivíduos hemiparéticos crônicos (n=12). Nota: * $p \leq 0,05$	41
Figura 6	Média e desvio padrão do comprimento (A) e velocidade (B) da passada dos membros não-parético e parético nas avaliações pré-treinamento e pós-treinamento, em indivíduos hemiparéticos crônicos (n=12). Nota: * $p \leq 0,05$	41
Figura 7	Média e desvio padrão do apoio duplo inicial (A), apoio simples (B) e apoio duplo final (C) dos membros não-parético e parético, nas avaliações pré-treinamento e pós-treinamento, em indivíduos hemiparéticos crônicos (n=12). Nota: * $p \leq 0,05$	42
Figura 8	Média e desvio padrão dos ângulos dos segmentos pé, perna, coxa e tronco no plano sagital, nos membros não-parético (área sombreada) e parético (linha), durante as avaliações pré-treinamento (A) e pós-treinamento (B). Valores positivos correspondem à rotação dos segmentos no sentido anti-horário e valores negativos correspondem à rotação dos segmentos no sentido horário.....	43

LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 1 Média, desvio-padrão e valor de p dos parâmetros espaço-temporais durante o ciclo da marcha dos membros não-parético e parético nas três condições experimentais (sem colete, 0% de SPPC e 30% de SPPC) dos indivíduos hemiparéticos crônicos (n = 13).....	25
Tabela 2 Média, desvio-padrão e o valor de p das ADM das articulações tornozelo, joelho e quadril e dos segmentos pé, perna, coxa e tronco durante o ciclo da marcha nas três condições (sem colete, 0% de SPPC e 30% de SPPC) dos membros não-parético e parético, em indivíduos hemiparéticos crônicos (n = 13).....	28
Tabela 3 Média e desvio padrão das ADM e dos ângulos mínimo e máximo dos segmentos pé, perna, coxa e tronco durante o ciclo da marcha, para os membros não-parético e parético, nas avaliações pré-treinamento e pós-treinamento, em indivíduos hemiparéticos crônicos (n=12).....	44

1 CONTEXTUALIZAÇÃO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) resulta da restrição na irrigação sanguínea ao encéfalo, por isquemia ou hemorragia, causando lesão celular e danos às funções neurológicas. Os principais comprometimentos decorrentes do AVE são: recrutamento muscular anormal, perda da seletividade motora e mudanças nas propriedades mecânicas do sistema musculotendinoso (O'SULLIVAN, 1993; OLNEY e RICHARDS, 1996; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). A parestesia é um efeito neuromuscular primário que afeta o número, o tipo e a frequência de disparo dos motoneurônios essenciais para a produção de força, e está presente no hemicorpo contralateral à lesão (O'SULLIVAN, 1993; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Diretamente relacionados a esses comprometimentos, estão os déficits marcantes na locomoção, que é caracterizada por diminuição da velocidade, cadência e comprimento do passo, assimetrias nos parâmetros espaço-temporais, ângulos articulares e forças de reação ao solo, aumento do gasto energético (OLNEY e RICHARDS, 1996; GOLDIE, MATYAS e EVANS, 2001), e aumento no risco de quedas (HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004), que leva a perda de autonomia e isolamento social (VAN DE PORT, KWAKKEL, WIJK *et al.*, 2006). Assim, o treinamento da marcha é um dos principais objetivos dos programas de reabilitação de hemiparéticos (RICHARDS e OLNEY, 1996; VAN DE PORT, KWAKKEL, WIJK *et al.*, 2006).

A recuperação funcional após o AVE pode continuar por vários meses ou anos, sendo os ganhos funcionais iniciais atribuídos à redução do edema cerebral, absorção de tecido lesado e melhora do fluxo vascular local (CARMICHAEL, 2003). A longo prazo, a base para a recuperação depende da capacidade do encéfalo para reorganização e adaptação ao uso de novas áreas e vias motoras corticais (O'SULLIVAN, 1993; CARMICHAEL, 2003; YEN, WANG, LIAO *et al.*, 2008), que pode ser estimulada por meio de intervenções terapêuticas e treinamento de habilidades motoras específicas (RYERSON, 2004; YEN, WANG, LIAO *et al.*, 2008).

Entre as diferentes abordagens de treinamento específicas para marcha, a realizada em esteira com suporte parcial de peso corporal (SPPC) tem sido utilizada em diversas populações, tais como em lesados medulares (FIELD-FOTE, 2000; WERNIG, NANASSY e MULLER, 2000), crianças com paralisia cerebral (SCHINDL, FORSTNER, KERN *et al.*, 2000; CHERNING, LIU, LAU *et al.*, 2007), e principalmente, em hemiparéticos decorrentes de AVE, e

tem se mostrado eficaz na promoção de uma deambulação funcional (HESSE, BERTELT, JAHNKE *et al.*, 1995; VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY *et al.*, 1998; HESSE, 1999; WERNER, BARDELEBEN, MAURITZ *et al.*, 2002; HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004). Geralmente, o sistema de SPPC consiste de uma esteira e uma estrutura metálica, na qual o indivíduo é mecanicamente suportado por um colete acima da esteira (BARBEAU, WAINBERG e FINCH, 1987).

A abordagem de SPPC em esteira foi desenvolvida a partir de estudos com animais com lesão medular (LOVELY, GREGOR, ROY *et al.*, 1986; BARBEAU e ROSSIGNOL, 1987; BARBEAU, WAINBERG e FINCH, 1987), os quais melhoraram a função motora após um treinamento em esteira associado a um sistema de suporte parcial de peso corporal. A base teórica dessa abordagem está relacionada à existência de um sub-componente do sistema locomotor, chamado gerador central de padrão (GCP), que é formado por neurônios espinhais e é responsável por controlar os padrões rítmicos involuntários envolvidos durante a marcha (CARR e SHEPHERD, 1998; MCCREA, 2001; VAN HEDEL, TOMATIS e MULLER, 2006). Com isso, pressupõe-se que o padrão rítmico da marcha em esteira promova a liberação dos reflexos locomotores (VANDECROMMERT, MULDER e DUYSSENS, 1998; MCCREA, 2001; DOBKIN, 2004).

Ainda, há evidências de que o treinamento de marcha com SPPC em esteira proporcione melhoras no desempenho motor, que estão relacionadas a mudanças na excitabilidade córtico-motora de pacientes hemiparéticos crônicos (MIYAI, SUZUKI, HATAKENAKA *et al.*, 2006; YEN, WANG, LIAO *et al.*, 2008). Isso se dá, provavelmente, porque a prática de atividades motoras contribui para o mecanismo de potencialização de longa duração em áreas específicas do córtex, o que favorece a plasticidade durante o aprendizado de habilidades e melhora da função motora (JOHANSSON, 2000; CHEN, COHEN e HALLETT, 2002).

Um dos grandes desafios durante a reabilitação da marcha é com as condições impostas aos indivíduos a ela submetidos durante o processo de treinamento da marcha para que ocorra aprendizagem e transferência para as condições do dia-a-dia (CARR e SHEPHERD, 1998; SHEPHERD e CARR, 1999; LEE e HIDLER, 2008). O treinamento com SPPC é mais comum em esteira. No entanto, ainda não há evidências se os resultados positivos obtidos a partir dessa abordagem sejam decorrentes da combinação do SPPC com a esteira ou do uso do SPPC *per se*.

O uso de SPPC durante o treinamento de marcha proporciona diminuição na sustentação do corpo contra a força da gravidade, promovendo alívio do peso dos membros inferiores de maneira simétrica (VISITIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY *et al.*, 1998), estabilização do tronco (MAURITZ, 2002), controle do equilíbrio (NORMAN, PEPIN, LADOUCEUR *et al.*, 1995; RICHARDS e OLNEY, 1996) e pouco risco de quedas (VAN HEDEL, TOMATIS e MULLER, 2006). O treinamento de marcha com SPPC em esteira tem se mostrado mais eficaz no aumento da velocidade e da resistência durante a marcha em piso fixo do que treinamentos de marcha convencionais (HESSE, BERTELT, JAHNKE *et al.*, 1995) ou na esteira sem o SPPC (VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY *et al.*, 1998).

Pressupõe-se que o treinamento de marcha com SPPC em esteira favoreça a locomoção mais simétrica em termos temporais, que pode levar, a longo prazo, a adaptações benéficas nos parâmetros temporais (HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004). No entanto, é importante considerar que as estratégias da marcha adotadas na esteira são diferentes das estratégias adotadas no piso fixo em termos de propulsão, controle do equilíbrio e velocidade de locomoção (ALTON, BALDEY, CAPLAN *et al.*, 1998; HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004; BAYAT, BARBEAU e LAMONTAGNE, 2005; WARABI, KATO, KIRIYAMA *et al.*, 2005; LEE e HIDLER, 2008). Esses aspectos refletem nas características espaço-temporais e ângulos articulares (ALTON, BALDEY, CAPLAN *et al.*, 1998; MATSAS, TAYLOR e MCBURNEY, 2000; WASS, TAYLOR e MATSAS, 2005), forças de reação ao solo (WARABI, KATO, KIRIYAMA *et al.*, 2005) e ativação muscular (HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004), tanto em indivíduos saudáveis (STOLZE, KUHTZ-BUSCHBECK, MONDWURF *et al.*, 1997; ALTON, BALDEY, CAPLAN *et al.*, 1998; HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004; LEE e HIDLER, 2008), quanto em indivíduos hemiparéticos (BAYAT, BARBEAU e LAMONTAGNE, 2005; WARABI, KATO, KIRIYAMA *et al.*, 2005). Sendo assim, é importante investigar o uso de SPPC em condições mais próximas das atividades da vida diária, como por exemplo, em piso fixo, uma vez que há pouca informação referente a essa questão (LAMONTAGNE e FUNG, 2004).

No entanto, antes de se propor um programa de treinamento com SPPC em piso fixo para indivíduos hemiparéticos, é importante analisar a marcha com SPPC em piso fixo desses indivíduos e, posteriormente, verificar os efeitos desse treinamento. Assim, dois estudos são apresentados nesta dissertação. O primeiro estudo, intitulado “Avaliação da marcha de indivíduos

hemiparéticos crônicos com suporte parcial de peso corporal em piso fixo”, teve como objetivo analisar os efeitos do SPPC nos parâmetros espaço-temporais e nos ângulos articulares e segmentares de indivíduos hemiparéticos crônicos durante a marcha em piso fixo. Este manuscrito foi submetido ao Periódico *Clinical Biomechanics*, e se encontra em processo de análise (Anexo 1). O segundo estudo, intitulado “Efeitos de um programa de treinamento de marcha com suporte parcial de peso corporal em piso fixo para indivíduos hemiparéticos crônicos”, teve como objetivo verificar o efeito de um programa de treinamento de marcha com SPPC em piso fixo nos parâmetros espaço-temporais e nos ângulos articulares e segmentares da marcha de pacientes hemiparéticos crônicos.

2 ESTUDO 1: AVALIAÇÃO DA MARCHA DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS COM SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL EM PISO FIXO

2.1 Introdução

A restauração da mobilidade é uma das principais metas dentro de um programa de reabilitação para hemiparéticos em decorrência de acidente vascular encefálico (AVE) (OLNEY e RICHARDS, 1996; HESSE, UHLENBROCH, WERNER *et al.*, 2000; KERRIGAN, XENOPOULOS-ODDSSON, SULLIVAN *et al.*, 2003). Dentre as diferentes estratégias de treinamento de marcha para esses indivíduos, o uso da esteira associado a um sistema de suporte parcial de peso corporal (SPPC) tem sido um dos mais populares (VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY *et al.*, 1998; HESSE, KONRAD e UHLENBROCK, 1999). A base teórica dessa estratégia surgiu a partir de treinamento da marcha na esteira em animais com lesão medular completa (LOVELY, GREGOR, ROY *et al.*, 1986; BARBEAU e ROSSIGNOL, 1987), os quais estabeleceram que a esteira promoveria um padrão locomotor automático, gerado por neurônios espinhais, denominado gerador central de padrão (CARR e SHEPHERD, 1998; MCCREA, 2001; VAN HEDEL, TOMATIS e MULLER, 2006).

Geralmente, o sistema de SPPC consiste de uma esteira e uma estrutura metálica, na qual o indivíduo é mecanicamente suportado por um colete acima da esteira (BARBEAU, WAINBERG e FINCH, 1987). O sistema de SPPC alivia o peso nos membros inferiores de maneira simétrica, enquanto o indivíduo se movimenta, (VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY *et al.*, 1998; HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004), melhora o controle do equilíbrio e previne quedas (VAN HEDEL, TOMATIS e MULLER, 2006).

Dentre as possíveis porcentagens de alívio de peso corporal permitidas pelos sistemas de SPPC, a maioria dos estudos tem adotado 30% de SPPC, uma vez que esta porcentagem tem se mostrado efetiva nos treinamentos de marcha (WERNER, VON FRANKENBERG, TREIG *et al.*, 2002; LAMONTAGNE e FUNG, 2004; LINDQUIST, PRADO, BARROS *et al.*, 2007). Além da porcentagem de alívio do peso corporal apropriada durante os treinamentos de marcha, as condições para a intervenção também devem ser consideradas, as quais devem ser as mais específicas possíveis a fim de facilitar a transferência de habilidades para as atividades da vida diária (RICHARDS, MALOUIN, WOOD-DAUPHINEE *et al.*, 1993; CARR e SHEPHERD, 1998).

É importante considerar que estratégias adotadas durante a marcha na esteira são diferentes das adotadas no piso fixo, principalmente, no que diz respeito à propulsão e ao controle do equilíbrio (NORMAN, PEPIN, LADOUCEUR *et al.*, 1995). Além disso, a velocidade adotada durante a marcha na esteira não é auto-selecionada, como ocorre em piso fixo (ALTON, BALDEY, CAPLAN *et al.*, 1998; HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004; BAYAT, BARBEAU e LAMONTAGNE, 2005; WARABI, KATO, KIRIYAMA *et al.*, 2005; LEE e HIDLER, 2008). As diferenças entre a marcha na esteira e no piso fixo têm sido verificadas tanto em adultos sadios (STOLZE, KUHTZ-BUSCHBECK, MONDWURF *et al.*, 1997; ALTON, BALDEY, CAPLAN *et al.*, 1998; HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004; LEE e HIDLER, 2008) quanto em indivíduos hemiparéticos (BAYAT, BARBEAU e LAMONTAGNE, 2005; WARABI, KATO, KIRIYAMA *et al.*, 2005). Essas diferenças influenciam as características espaço-temporais, os ângulos articulares (ALTON, BALDEY, CAPLAN *et al.*, 1998; MATSAS, TAYLOR e MCBURNEY, 2000; WASS, TAYLOR e MATSAS, 2005), as forças de reação de solo (WARABI, KATO, KIRIYAMA *et al.*, 2005) e ativação muscular (HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004).

Considerando que o piso fixo é a superfície mais comum para locomoção dos indivíduos, e que há poucas informações sobre a marcha de indivíduos hemiparéticos com SPPC em piso fixo, tendo sido identificado apenas um estudo, no qual foram analisados indivíduos hemiparéticos na fase aguda do processo de recuperação (LAMONTAGNE e FUNG, 2004). Diante disso, é importante investigar as implicações do uso de SPPC em piso fixo por indivíduos hemiparéticos na fase crônica da recuperação após o AVE, uma vez que nessa fase o processo de recuperação espontânea já ocorreu e as alterações decorrentes da lesão já estão consolidadas. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi investigar a marcha de indivíduos hemiparéticos crônicos com SPPC em piso fixo. Mais especificamente, o objetivo deste estudo foi analisar os efeitos do SPPC nos parâmetros espaço-temporais e nos ângulos articulares e segmentares durante a marcha em piso fixo com velocidade auto-selecionada e confortável.

2.2 Materiais e Métodos

2.2.1 Amostra

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local (Anexo 2), e todos os participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 3).

Inicialmente, 25 indivíduos hemiparéticos crônicos decorrentes de AVE em espera de atendimento fisioterapêutico na clínica da Universidade foram convidados para participar do estudo. Desse total, 17 indivíduos concordaram em ser avaliados e a participar do experimento. Após a avaliação inicial (Apêndice 1), que consistiu do registro dos dados pessoais e do exame físico, incluindo a avaliação do nível de espasticidade (Escala de *Ashworth* Modificada) e capacidade funcional da marcha (*Functional Ambulation Category*), 13 indivíduos (4 mulheres e 9 homens), com $54,46 \pm 8,58$ anos de idade e intervalo após AVE maior que um ano, foram considerados aptos a participar do estudo. Seis indivíduos apresentaram hemiparesia direita e sete apresentaram hemiparesia esquerda, das quais 11 tinham origem isquêmica e duas hemorrágica.

Os critérios de inclusão foram: tempo após AVE maior que um ano antes da participação no estudo, habilidade de caminhar 10 metros com ou sem assistência, e espasticidade classificada até o nível 3 da Escala de *Ashworth* Modificada (para maiores detalhes, ver Lindquist *et al.*, 2007). Os participantes foram excluídos se apresentassem sinais clínicos de cardiopatias (*New York Heart Association*), arritmias ou angina pectoris, outras doenças neurológicas, comprometimentos ortopédicos que comprometessem a marcha e distúrbios cognitivos ou de comunicação graves, que interferisse no entendimento ou desempenho das tarefas.

2.2.2 Tarefas e Procedimentos

Os participantes foram avaliados andando com velocidade auto-selecionada e confortável ao longo de uma passarela de aproximadamente 10 metros em três condições. Primeiro, eles andaram livremente com ou sem assistência (condição “sem colete”); em seguida, eles andaram com o sistema de SPPC, porém sem alívio de peso corporal (condição “0% de SPPC”), e por último, eles andaram com o sistema de SPPC com 30% de alívio de peso corporal (condição “30% de SPPC”). Nenhum dos indivíduos tinha experiência prévia com um sistema de SPPC, e antes da avaliação, todos passaram por um período de familiarização, que consistiu de algumas

repetições da marcha em cada condição experimental, até que se sentissem confortáveis com as mesmas. Em seguida, seis tentativas em cada condição foram filmadas com quatro câmeras digitais (AG-DVC7P, Panasonic) dispostas bilateralmente, a fim de permitir as medidas cinemáticas dos lados parético e não-parético simultaneamente em cada direção (da direita para a esquerda e vice-versa), a uma frequência de 60 Hz. Além disso, uma medida da posição neutra foi filmada, onde os participantes permaneceram em pé parados com os braços ao longo do corpo por alguns segundos no centro da passarela, em ambas as direções. A ordem das condições foi a mesma para todos os participantes, com intuito de padronizar o estudo, e foi dado um período de repouso entre as condições experimentais.

Nas condições com o sistema de SPPC, os participantes vestiram um colete com cintos ajustáveis e alças revestidas nas regiões da pelve e coxa, similar ao usado por Norman *et al.* (1995). Esse colete era suspenso por um cabo de aço acoplado a um motor elétrico, que deslizava em um trilho, de aproximadamente 10 metros de extensão, fixado ao teto. Uma célula de carga conectada entre o colete e o cabo de aço mediu a porcentagem de alívio do peso corporal dos participantes, sendo essa medida visualizada em um mostrador digital (Figura 1). Para definir a quantidade de peso aliviada, os participantes permaneciam em pé parados enquanto o motor era ativado pelo experimentador, aumentando ou diminuindo o comprimento do cabo de aço, de acordo com a quantidade desejada de peso corporal a ser aliviada.

Marcadores refletivos foram afixados nos membros não-parético e parético, nos seguintes pontos anatômicos: cabeça do quinto metatarso e maléolo lateral da fíbula, côndilo lateral do fêmur, trocânter maior e acrômio, a fim de definir os segmentos pé, perna, coxa e tronco, respectivamente. Posteriormente, esses marcadores obtidos pela visualização das quatro câmeras digitais foram digitalizados usando o *software Ariel Performance Analysis System – APAS (Ariel Dynamics, Inc., San Diego, USA)*.

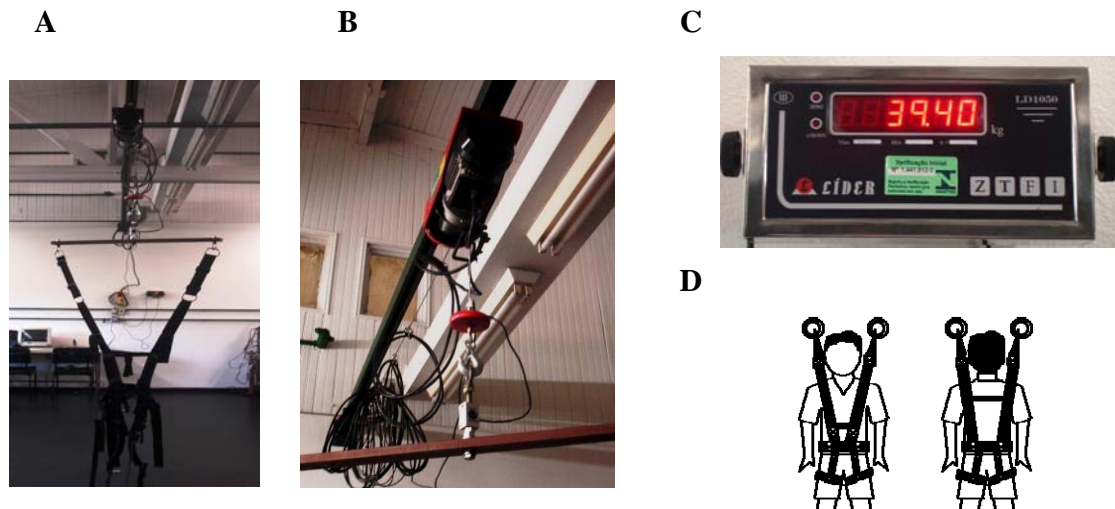


Figura 1. Ilustração geral do sistema de suporte parcial de peso corporal (SPPC) utilizado no estudo (A), e mais detalhada do trilho, motor, célula de carga (B) e mostrador digital (C); e do colete constituído por cintos de segurança revestidos para a parte superior da coxa, pelve e tronco utilizado pelos participantes nas condições com SPPC (D).

2.2.3 Tratamento dos dados

Um ciclo intermediário da marcha de três tentativas em cada condição foi selecionado para análise. Essa seleção foi baseada na melhor visualização dos marcadores e no desempenho sem interrupção da marcha durante a tentativa, para cada participante em cada condição. O ciclo da marcha (passada) foi determinado a partir de dois contatos consecutivos ao solo do mesmo pé ao longo da linha de progressão. O *software Matlab* (versão 6,5, *Mathworks, Inc.*) foi usado para o processamento dos dados, os quais foram digitalmente filtrados usando filtro *Butterworth* de 4ª ordem, e todos os marcadores refletivos foram filtrados com um filtro passa-baixa de 8Hz. Todos os ciclos da marcha foram normalizados no tempo de 0 a 100%. A média de três ciclos foi calculada para obter a média de cada sujeito, e o mesmo procedimento foi repetido para obter a média do ciclo de todos os participantes.

As seguintes variáveis foram calculadas: velocidade média de locomoção, cadência, comprimento e velocidade da passada; durações dos períodos de apoio duplo inicial e final, apoio simples e balanço; e as amplitudes de movimento (ADM) das articulações do tornozelo, joelho e quadril e dos segmentos pé, perna, coxa e tronco.

Primeiramente, os eventos referentes aos instantes em que os membros parético e não-parético tocaram e deixaram de tocar a superfície de contato foram definidos visualmente.

Posteriormente, com base nessas informações, os dados da coordenada “x” (definida como plano de progressão do movimento) do marcador afixado no maléolo lateral dos membros não-parético e parético foram utilizados para cálculo do comprimento da passada, velocidade da passada, cadência e duração dos períodos de apoio e balanço. A cadência foi calculada como sendo o produto da frequência por 120 (cadência = frequência da passada x 120, sendo que frequência = 1/duração do ciclo). Os dados da mesma coordenada (“x”) do marcador afixado no trocânter maior foram utilizados para cálculo da velocidade média de locomoção (velocidade = distância percorrida/tempo gasto).

Para cálculo dos ângulos articulares e segmentares, os dados foram normalizados pelas medidas angulares dos participantes registradas durante a tentativa de calibração em cada condição e direção de movimento. Os ângulos articulares foram calculados entre dois segmentos adjacentes, e os ângulos segmentares foram calculados a partir do ângulo formado entre a parte distal do segmento e um plano horizontal externo (Figura 2). A diferença entre os valores máximos e mínimos dos ângulos articulares e segmentares definiram as ADM articulares e segmentares, respectivamente.

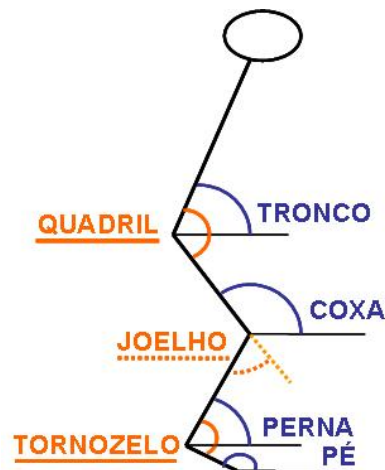


Figura 2. Representação esquemática dos ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril formados, respectivamente, pelos segmentos pé e perna, perna e coxa, coxa e tronco; e os ângulos segmentares, formados pelos segmentos e o plano horizontal externo.

2.2.4 Tratamento estatístico

Para comparar as diferentes condições experimentais, foram realizadas uma análise de variância (ANOVA), tendo como fator condições experimentais (sem colete, 0% de SPPC e 30%

de SPPC), e quatro análises de multivariância (MANOVA), tendo como fatores condições experimentais e hemicorpos (parético e não-parético). As variáveis dependentes foram velocidade média de locomoção para a ANOVA, cadência, comprimento e velocidade da passada para a primeira MANOVA, durações dos períodos de apoio duplo inicial e final, apoio simples e balanço para a segunda MANOVA, ADMs das articulações do tornozelo, joelho e quadril para a terceira MANOVA, e ADMs dos segmentos pé, perna, coxa e tronco para a quarta MANOVA. Quando necessário, testes *post hoc* de Tukey foram empregados. O nível de significância foi mantido em $\alpha = 0,05$ para todos os testes estatísticos, os quais foram realizados com o *software Statistical Package for the Social Sciences – SPSS* (versão 10.0, *SPSS Inc.*).

2.3 Resultados

Todos os participantes realizaram a tarefa em todas as condições experimentais. Nenhum participante necessitou de órtese durante sua participação no estudo e três participantes necessitaram de auxílio de uma fisioterapeuta para manter o equilíbrio durante a realização da tarefa na condição sem colete. A seguir, os resultados dos parâmetros espaço-temporais, e dos ângulos articulares e segmentares são apresentados. As tabelas 1 e 2 contêm os valores de média e desvio-padrão das variáveis investigadas e os valores de p dos testes univariados.

2.3.1 Parâmetros espaço-temporais da marcha

Os participantes andaram mais lentamente com 30% de SPPC do que sem colete, $F(2,24)=5,57$; $p=0,023$. MANOVA revelou interação entre condição e hemicorpo para o comprimento, $F(2,24)=12,409$; $p=0,001$, e para a velocidade da passada, $F(2,24)=16,301$; $p=0,001$. Testes *post hoc* indicaram que o comprimento da passada foi menor e a velocidade da passada foi menor na condição com 30% de SPPC do que nas demais condições. Diferenças similares foram encontradas entre as condições com 0% de SPPC e sem colete, em que o comprimento e a velocidade foram menores na condição com 0% de SPPC do que sem colete (Tabela 1). Houve diferença entre os membros apenas na condição com 30% de SPPC, sendo que o membro parético apresentou comprimento e velocidade da passada maiores do que o membro não-parético (Tabela 1). Para a variável cadência, não foi identificada nenhuma diferença entre os membros nem entre as condições (Tabela 1).

A respeito das durações dos períodos de apoio e balanço, MANOVA indicou diferença apenas entre membros para a duração do período de apoio simples, $F(2,12)=53,358$; $p=0,001$, e balanço, $F(2,12)=65,884$; $p=0,001$. O membro não-parético apresentou maior duração no período de apoio simples e menor duração no período de balanço do que o membro parético (Tabela 1).

2.3.2 Ângulos articulares e segmentares

A Figura 3 mostra média e desvio padrão dos ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril durante ciclo da marcha nas três condições experimentais. Qualitativamente, todas as articulações apresentaram padrão similar entre as condições. Porém diferenças marcantes ocorreram nesses ângulos entre os membros, incluindo diferenças temporais ao longo do ciclo da marcha.

O tornozelo do membro parético apresentou flexão plantar durante a maior parte do ciclo, e pouca dorsiflexão, que ocorreu durante o apoio médio (aproximadamente 40% do ciclo) nas três condições (Figura 3, porção superior). Por outro lado, o membro não-parético apresentou dorsiflexão marcante, entre 60% a 80% do ciclo. O joelho do membro parético apresentou pouca flexão durante todo o ciclo, e o membro não-parético apresentou maior flexão no período de balanço (aproximadamente 85% do ciclo) nas três condições (Figura 3, porção intermediária). Finalmente, o quadril apresentou padrão flexor com pouca extensão durante todo o ciclo nos dois membros. Entretanto, o membro não-parético apresentou maior flexão que o membro parético nas três condições (Figura 3, porção inferior).

A respeito das ADM articulares, o membro não-parético apresentou maior amplitude que o membro parético, nas articulações tornozelo, $F(1,12)=21,984$; $p=0,001$, e joelho, $F(1,12)=41,914$; $p=0,001$, nas três condições experimentais. O tornozelo não apresentou diferença entre as condições experimentais, $F=0,252$; $p=0,700$, e apesar da MANOVA ter indicado diferença entre condições para o joelho, $F(2,24)=3,778$; $p=0,037$, comparações pareados não apontaram qualquer diferença. Para o quadril, a MANOVA revelou interação entre condição e hemicorpos, $F(2,24)=6,965$; $p=0,004$. Testes *post hoc* indicaram que o quadril do membro não-parético apresentou ADM menor na condição de 30% de SPPC do que nas outras duas condições; e o quadril do membro parético apresentou ADM menor na condição de 30% de SPPC do que na condição sem colete (Tabela 2).

Tabela 1 – Média, desvio-padrão e valor de p dos parâmetros espaço-temporais durante o ciclo da marcha dos membros não-parético e parético nas três condições experimentais (sem colete, 0% de SPPC e 30% de SPPC) dos indivíduos hemiparéticos crônicos ($n = 13$).

Variáveis	Condições						Valor de p		
	Sem colete		0% de SPPC		30% de SPPC		Condições	Membros	Interação
	Não-parético	Parético	Não-parético	Parético	Não-parético	Parético			
Velocidade da marcha (m/s)	0,41 ± 0,24 ^a		0,38 ± 0,23		0,30 ± 0,14 ^a		0,023	---	---
Cadência (passos/min)	70,82 ± 20,63	70,73 ± 22,32	70,53 ± 21,02	71,48 ± 22,19	69,50 ± 14,53	72,13 ± 14,52	0,975	0,108	0,109
Comprimento da passada (m)	0,63 ± 0,20 ^a	0,63 ± 0,20 ^b	0,58 ± 0,19 ^a	0,58 ± 0,18 ^b	0,48 ± 0,16 ^{a,c}	0,52 ± 0,16 ^{b,c}	0,007	0,140	0,001
Velocidade da passada (m/s)	0,40 ± 0,22 ^a	0,40 ± 0,23 ^b	0,36 ± 0,22 ^a	0,37 ± 0,22 ^b	0,28 ± 0,12 ^{a,c}	0,32 ± 0,13 ^{b,c}	0,016	0,032	0,001
Apoio Duplo Inicial (% ciclo)	26,59 ± 11,71	21,93 ± 12,52	27,11 ± 11,33	22,42 ± 11,53	27,68 ± 9,66	19,14 ± 7,92	0,429	0,177	0,110
Apoio Simples (% ciclo)	32,19 ± 9,34 ^a	18,49 ± 7,02 ^a	30,56 ± 9,19 ^b	18,09 ± 7,05 ^b	31,56 ± 8,30 ^c	18,42 ± 5,13 ^c	0,477	0,001	0,423
Apoio Duplo Final (% ciclo)	21,82 ± 9,58	26,46 ± 12,07	23,54 ± 10,84	27,53 ± 11,73	22,23 ± 8,27	28,69 ± 9,16	0,208	0,241	0,442
Balanço (% ciclo)	19,40 ± 6,76 ^a	33,12 ± 10,18 ^a	18,79 ± 7,13 ^b	31,96 ± 9,81 ^b	18,54 ± 4,87 ^c	33,75 ± 8,74 ^c	0,480	0,001	0,246

Nota: Letras iguais indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as respectivas condições.

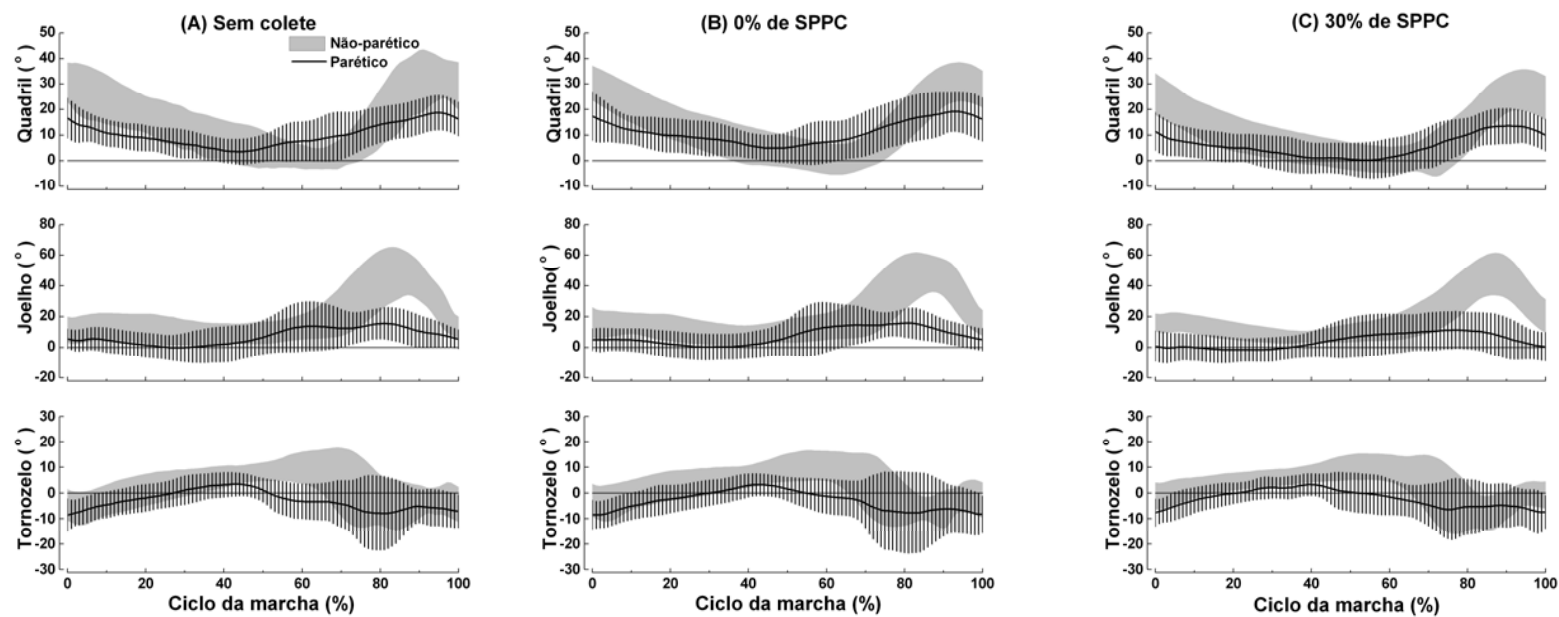


Figura 3. Média e desvio padrão dos ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril ao longo do ciclo da marcha sem colete (A), com 0% de SPPC (B) e com 30% de SPPC (C) nos membros não-parético (área sombreada) e parético (linha). Valores positivos significam dorsiflexão do tornozelo e flexão do joelho e quadril, e valores negativos significam flexão plantar do tornozelo e extensão do joelho e quadril.

A Figura 4 apresenta média e desvio padrão dos ângulos dos segmentos pé, perna, coxa e tronco nas três condições experimentais. Os ângulos segmentares apresentaram padrão similar nas três condições com diferenças entre os membros, incluindo diferenças temporais ao longo do ciclo.

Os pés não-parético e parético mantiveram-se próximos da posição neutra durante a maior parte do período de apoio. O pé não-parético apresentou maior rotação no sentido horário e mais tarde no ciclo da marcha que o pé parético em todas as condições. O mesmo padrão foi observado para a perna. A coxa foi o único segmento que apresentou padrão similar entre os membros não-parético e parético durante a maior parte do ciclo. Apenas no fim do período de balanço, a coxa não-parética apresentou maior rotação anti-horária que o membro parético. Finalmente, o tronco apresentou orientação oposta entre os lados não-parético e parético; e na condição com 30% de SPPC, o tronco dos dois lados permaneceu próximo à posição neutra.

A ADM do segmento pé do membro não-parético foi maior que do membro parético, $F(1,12)=35,771$; $p=0,001$. Embora MANOVA tenha indicado diferença entre condições para esse segmento, $F(2,24)=5,246$; $p=0,030$, comparações pareadas não apontaram qualquer diferença. A ADM do segmento coxa do membro não-parético também foi maior que do membro parético, $F(1,12)=22,341$; $p=0,001$. Quanto às condições, a ADM do segmento coxa, $F(2,24)=17,082$; $p=0,001$, foi menor na condição 30% de SPPC do que nas demais condições, e menor com 0% de SPPC do que na condição sem colete.

Finalmente, MANOVA revelou interação entre as condições e os hemicorpos para ADM dos segmentos perna, $F(2,24)=20,403$; $p=0,001$, e tronco, $F(2,24)=8,076$; $p=0,007$. Testes *post hoc* indicaram que a ADM da perna foi menor na condição com 30% de SPPC do que nas demais condições e foi menor com 0% de SPPC do que na condição sem colete, e a ADM do membro não-parético foi maior do que do membro parético em todas as condições (Tabela 2). Testes *post hoc* indicaram que a ADM do tronco do hemicorpo parético foi maior do que o do hemicorpo não-parético nas condições sem colete e com 0% de SPPC, e a ADM do tronco do hemicorpo parético foi menor na condição de 30% de SPPC do que nas condições sem colete e com 0% de SPPC (Tabela 2).

Tabela 2 - Média, desvio-padrão e o valor de p das ADM das articulações tornozelo, joelho e quadril e dos segmentos pé, perna, coxa e tronco durante o ciclo da marcha nas três condições (sem colete, 0% de SPPC e 30% de SPPC) dos membros não-parético e parético, em indivíduos hemiparéticos crônicos (n = 13).

Variáveis	Condições						Valor de p		
	Sem colete		0% de SPPC		30% de SPPC		Condições	Membros	Interação
	Não-parético	Parético	Não-parético	Parético	Não-parético	Parético			
ADM articular (°)									
Tornozelo	26,22 ± 4,53 ^a	18,23 ± 9,62 ^a	25,73 ± 6,03 ^b	17,90 ± 8,95 ^b	25,83 ± 7,36 ^c	17,40 ± 9,43 ^c	0,700	0,001	0,853
Joelho	51,76 ± 6,23 ^a	27,25 ± 13,81 ^a	49,32 ± 5,43 ^b	26,91 ± 14,32 ^b	47,38 ± 6,46 ^c	24,74 ± 14,05 ^c	0,037	0,001	0,357
Quadril	34,27 ± 6,49 ^{a,d}	19,72 ± 5,87 ^{a,e}	32,73 ± 5,58 ^{b,f}	18,21 ± 5,79 ^b	29,43 ± 5,75 ^{c,d,f}	17,72 ± 6,18 ^{c,e}	0,004	0,001	0,004
ADM segmentar (°)									
Pé	58,67 ± 12,77 ^a	37,90 ± 14,88 ^a	54,03 ± 11,76 ^b	36,45 ± 14,40 ^b	51,74 ± 13,40 ^c	34,20 ± 15,61 ^c	0,030	0,001	0,165
Perna	50,25 ± 9,80 ^{a,c}	34,21 ± 11,30 ^{b,c}	45,74 ± 8,77 ^{a,d}	32,10 ± 11,23 ^{b,d}	39,62 ± 7,92 ^{a,e}	29,65 ± 11,69 ^{b,e}	0,007	0,001	0,001
Coxa	31,43 ± 4,87 ^{a,c}	26,52 ± 5,79 ^{b,c}	29,75 ± 3,98 ^{a,d}	24,65 ± 5,31 ^{b,d}	26,51 ± 3,98 ^{a,e}	21,10 ± 5,97 ^{b,e}	0,001	0,001	0,828
Tronco	8,23 ± 2,48 ^a	12,77 ± 3,11 ^{a,c}	7,88 ± 2,90 ^b	11,82 ± 3,53 ^{b,c}	7,91 ± 2,77	9,35 ± 3,45 ^c	0,001	0,001	0,007

Nota: Letras iguais indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as respectivas condições.

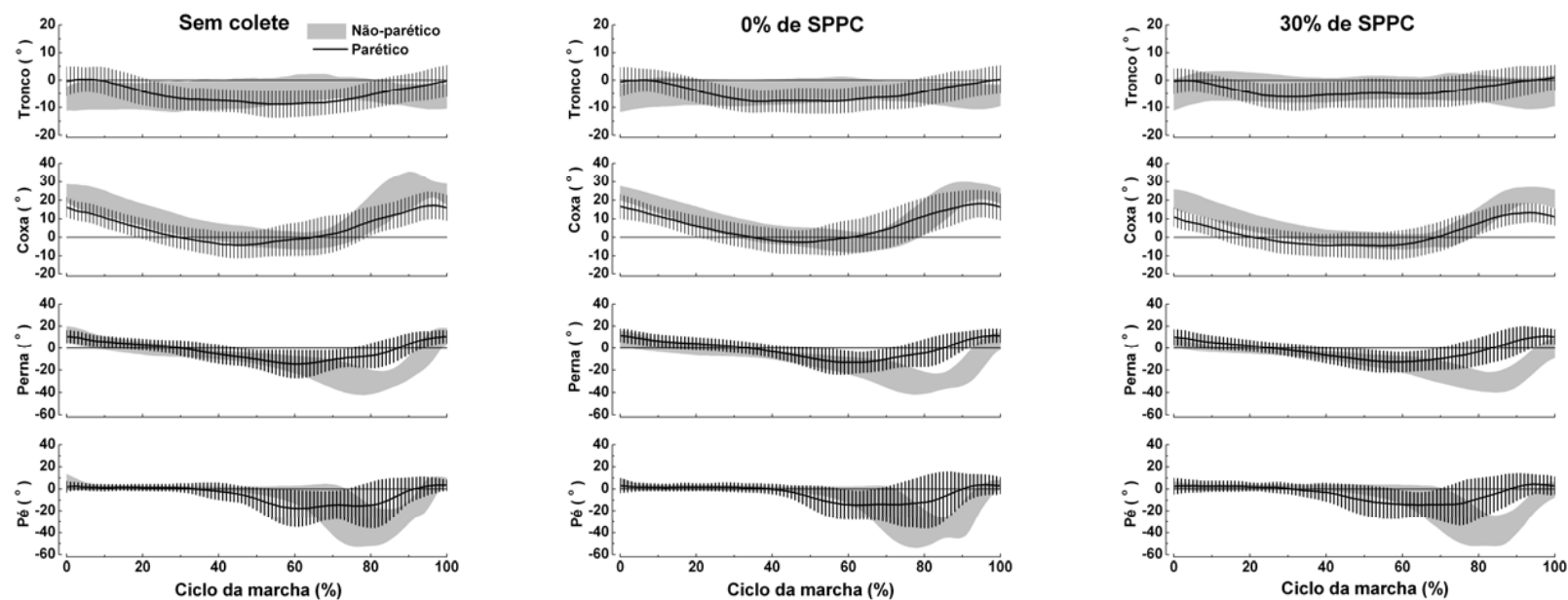


Figura 4. Média e desvio padrão dos ângulos dos segmentos pé, perna, coxa e tronco ao longo do ciclo da marcha sem colete, com 0% de SPPC e com 30% de SPPC nos membros não-parético (área sombreada) e parético (linha). Valores positivos significam rotação dos segmentos no sentido anti-horário, e valores negativos significam rotação dos segmentos no sentido horário.

2.4 Discussão

Este estudo investigou os parâmetros espaço-temporais e ângulos articulares e segmentares durante a marcha em piso fixo com e sem o uso do SPPC de indivíduos hemiparéticos crônicos. Os resultados revelaram que o uso do sistema de SPPC provocou mudanças nos parâmetros investigados.

Especificamente, o comprimento e a velocidade das passadas foram menores na condição com 30% de SPPC do que nas demais condições. Apesar dessas reduções, o membro parético apresentou comprimento e velocidade das passadas maiores do que o membro não-parético na condição com 30% de SPPC. Por outro lado, o SPPC não provocou qualquer efeito nas durações dos períodos de apoio e balanço. A articulação do quadril foi a única articulação influenciada pelo uso do SPPC, com o membro parético apresentando menor ADM na condição com 30% de SPPC do que sem colete e o membro não-parético apresentando menor ADM na condição com 30% de SPPC do que nas outras condições. Finalmente, a perna e a coxa apresentaram menor ADM na condição com 30% de SPPC do que nas outras condições, e menor ADM na condição com 0% de SPPC do que sem colete. A ADM do tronco do hemicorpo parético foi menor na condição com 30% de SPPC do que nas outras condições e nenhuma diferença entre os lados foi observada na condição 30% de SPPC, na qual o tronco permaneceu mais próximo da posição neutra.

Alguns resultados do presente estudo não estão de acordo com estudos anteriores (LAMONTAGNE e FUNG, 2004), o que pode ser atribuído aos diferentes procedimentos experimentais adotados em cada caso. Por exemplo, Lamontagne e Fung (2004) investigaram indivíduos hemiparéticos na fase aguda do processo de recuperação após o AVE, classificados de acordo com a velocidade da marcha em indivíduos de baixa e de alta funcionalidade, os quais foram avaliados andando, nas condições com 0% de SPPC e 30% de SPPC, com velocidade auto-selecionada confortável e máxima. Eles constataram que, quando os participantes do estudo eram estimulados a andar o mais rápido que conseguiam, eles apresentaram passadas mais longas na condição com 30% de SPPC do que na condição com 0% de SPPC. Entretanto, eles verificaram que quando os participantes andaram com velocidade confortável, apenas o grupo de indivíduos hemiparéticos classificados como de baixa funcionalidade andou mais rápido na condição com 30% de SPPC.

No presente estudo, os indivíduos hemiparéticos avaliados encontravam-se na fase crônica do processo de recuperação após o AVE, onde as alterações decorrentes da lesão já estão consolidadas. Além disso, os indivíduos não foram classificados de acordo com a velocidade de locomoção e não foram instruídos para andar o mais rápido que conseguissem. Essas diferenças foram adotadas no sentido de analisar os efeitos do SPPC *per se*, sem que o incentivo para a maior velocidade interferisse na realização da tarefa. Sendo assim, é possível que um protocolo de treinamento de marcha no piso fixo com SPPC, associado ao estímulo verbal para que esses indivíduos andem mais rápido e a correções no padrão da marcha, poderia favorecer uma marcha mais simétrica (CARR e SHEPHERD, 1998; DOBKIN, 1999), uma vez que a velocidade da marcha influencia os parâmetros espaço-temporais e articulares (VAN HEDEL, TOMATIS e MULLER, 2006).

Outro ponto a ser considerado, é que, provavelmente, o sistema de SPPC utilizado neste estudo não tenha propiciado melhoras durante a realização da tarefa dos indivíduos hemiparéticos crônicos porque o período de familiarização que tiveram antes de serem avaliados não tenha sido suficiente para permitir adaptação a novas estratégias de locomoção com o uso do sistema de SPPC.

Com relação à diminuição da velocidade média de locomoção, o alívio de 30% do peso corporal pode ter diminuído a geração de energia da musculatura posterior do membro inferior no final do período de apoio, que tem sido descrita como fundamental para propulsão do membro à frente e para controlar a velocidade de deslocamento (RILEY, DELLA CROCE e KERRIGAN, 2001). Neste estudo, a porcentagem de 30% foi adotada por ser a porcentagem mais utilizada em estudos com treinamento de marcha com SPPC em esteira. No entanto, com base nos resultados encontrados, pode ser que para o piso fixo essa porcentagem não deva ser a mais indicada, pois interfere na diminuição das forças de reação do solo e, conseqüentemente, na força de impulso. Sendo assim, outros estudos que investiguem o uso de sistemas de SPPC em piso fixo com diferentes porcentagens de alívio do peso corporal devem ser realizados e, mais importante, sistemas que sejam modulados dinamicamente de acordo com as fases da marcha como tem sido proposto para o uso de SPPC em esteira (FRANZ, GALUSSER, RILEY *et al.*, 2007).

O sistema de SPPC também não alterou a assimetria entre os membros não-parético e parético, o que concorda com os resultados de Lamontagne e Fung (2004), e é uma característica proeminente da marcha hemiparética (WALL e TURNBULL, 1986; OLNEY e RICHARDS,

1996). Com relação ao comportamento das passadas, apesar da diminuição do comprimento e da velocidade provocada pelo sistema de SPPC, os hemiparéticos foram capazes de mover o membro parético mais à frente e mais rapidamente que o membro não-parético na condição com 30% de SPPC. Por outro lado, nessa mesma condição, eles apresentaram maior ADM no quadril, coxa e perna do membro não-parético do que no membro parético, o que significa que eles elevaram o membro não-parético ao invés de levá-lo à frente.

Finalmente, os resultados deste estudo indicaram que o uso do sistema de SPPC não apenas reduziu a amplitude de movimento do segmento tronco, mas também o alinhou mais próximo da posição vertical (Figura 4). O posicionamento do tronco é um aspecto crítico no padrão da marcha, o qual tem seu alinhamento relacionado ao desempenho funcional (HIROSE, ISHIDA, NAGANO *et al.*, 2004), e o uso do sistema de SPPC em piso fixo pode contribuir para o alinhamento do tronco, proporcionando diminuição do gasto energético durante a marcha (CHEN, PATTEN, KOTHARI *et al.*, 2005).

Especificamente, a condição com colete e sem alívio do peso corporal não influenciou a velocidade média de locomoção, simetria temporal, nem as ADMs do tornozelo, joelho, pé e tronco. No entanto, o uso do colete, empregado para proporcionar segurança aos indivíduos, provocou diminuição no comprimento e velocidade da passada e reduziu a ADM do quadril, da perna e da coxa, quando comparados com a condição sem colete. Entretanto, essas diminuições foram mais discretas nessa condição do que na condição com 30% de SPPC. Portanto, só o fato de usar o colete já alterou o padrão de marcha desses indivíduos, o que pode ser decorrente do fato que os indivíduos tinham que deslocar o aparato de suporte sobre o trilho e, novamente, eles não estavam adaptados a essa condição. Futuramente, sistemas com SPPC em piso fixo que se desloquem pelo trilho por meio de um aparato motor ao invés do próprio indivíduo que o esteja utilizando devem ser considerados.

2.5 Conclusão

O uso do sistema de SPPC no piso fixo adotado neste estudo alterou alguns parâmetros da marcha, no que diz respeito à velocidade, comprimento das passadas e ADM do quadril, da coxa e da perna. No entanto, esse sistema não provocou alterações na assimetria temporal e cinemática, que é marcante em indivíduos hemiparéticos crônicos. Essas alterações podem ser atribuídas aos ajustes que os indivíduos tiveram que fazer para andar com alívio do peso corporal

sobre os membros inferiores, e também ao curto período de adaptação ao sistema de SPPC, uma vez que o simples uso do colete sem SPPC também alterou algumas características da marcha. Por fim, a combinação de vários aspectos, tais como, segurança, estabilidade, alinhamento dos segmentos corporais propiciada pelo uso do sistema de SPPC no piso fixo, além de diferentes porcentagens de alívio do peso corporal e da intervenção de um profissional qualificado podem ser exploradas a longo prazo para verificar os efeitos de um treinamento de marcha nessas condições.

3 ESTUDO 2: EFEITOS DE UM PROGRAMA DE TREINAMENTO DE MARCHA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL EM PISO FIXO PARA INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS

3.1 Introdução

A marcha após um Acidente Vascular Encefálico (AVE) é caracterizada pela velocidade lenta e por assimetrias marcantes em diferentes parâmetros da locomoção, tais como espaço-temporais (ADAMS e PERRY, 1998; GOLDIE, MATYAS e EVANS, 2001; HSU, TANG e JAN, 2003; MAURITZ, 2004) e ângulos articulares (OLNEY e RICHARDS, 1996). Essas características influenciam o retorno desses pacientes às condições anteriores ao AVE (CHEN, CHEN, TANG *et al.*, 2003) e resultam, muitas vezes, em perda de autonomia e, conseqüentemente, isolamento social (VAN DE PORT, KWAKKEL, SCHEPERS *et al.*, 2006; VAN DE PORT, KWAKKEL, WIJK *et al.*, 2006). Dessa forma, o restabelecimento da locomoção independente se torna uma das principais metas de um programa de reabilitação para hemiparéticos em decorrência de AVE (OLNEY e RICHARDS, 1996; HESSE, UHLENBROCH, WERNER *et al.*, 2000; MAURITZ, 2002; CHEN, CHEN, TANG *et al.*, 2003; KERRIGAN, XENOPOULOS-ODDSSON, SULLIVAN *et al.*, 2003).

Entre os diversos tipos de treinamento de marcha, os realizados em esteira com um sistema de suporte parcial de peso corporal (SPPC) têm sido cada vez mais utilizados (HESSE, BERTELT, JAHNKE *et al.*, 1995; VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY *et al.*, 1998; HESSE, KONRAD e UHLENBROCK, 1999; MAURITZ, 2002; WERNER, BARDELEBEN, MAURITZ *et al.*, 2002; BARBEAU, LAMONTAGNE, LADOUCEUR *et al.*, 2004; MIYAI, SUZUKI, HATAKENAKA *et al.*, 2006; LINDQUIST, PRADO, BARROS *et al.*, 2007). Esse tipo de treinamento foi desenvolvido a partir de experimentos com animais com lesão medular (LOVELY, GREGOR, ROY *et al.*, 1986; BARBEAU, WAINBERG e FINCH, 1987), os quais estabeleceram que a esteira favoreceria um padrão locomotor automático, formado por neurônios espinhais (CARR e SHEPHERD, 1998; MCCREA, 2001; VAN HEDEL, TOMATIS e MULLER, 2006), denominado gerador central de padrão.

O SPPC proporciona alívio de peso nos membros inferiores de maneira simétrica (HASSID, ROSE, COMMISAROW *et al.*, 1997; VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY *et al.*, 1998; HARRIS-LOVE, MACKO, WHITALL *et al.*, 2004), promove

estabilização do tronco (MAURITZ, 2002), melhora o controle de equilíbrio e oferece pouco risco de quedas (VAN HEDEL, TOMATIS e MULLER, 2006). A maioria dos estudos que investigou o efeito do treinamento de marcha com SPPC verificou que um alívio de 30% do peso total de indivíduos hemiparéticos apresentou melhora na marcha (HESSE, BERTELT, JAHNKE *et al.*, 1995; WERNER, BARDELEBEN, MAURITZ *et al.*, 2002; LAMONTAGNE e FUNG, 2004; LINDQUIST, PRADO, BARROS *et al.*, 2007). O treinamento de marcha com SPPC é comumente utilizado em esteira, e tem proporcionado maior velocidade e resistência da marcha em piso fixo do que treinamentos convencionais em piso fixo (HESSE, BERTELT, JAHNKE *et al.*, 1995) ou na esteira sem o uso de SPPC (VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY *et al.*, 1998). No entanto, as estratégias adotadas durante a marcha em esteira são diferentes das do piso fixo, em termos de propulsão, controle de equilíbrio (NORMAN, PEPIN, LADOUCEUR *et al.*, 1995) e velocidade de locomoção adotada (ALTON, BALDEY, CAPLAN *et al.*, 1998), que deixa de ser auto-selecionada. Sendo assim, as condições de treinamento nessas situações não correspondem diretamente às situações enfrentadas no dia-a-dia pelos indivíduos.

Considerando que estudos prévios indicam que a utilização de sistemas de SPPC proporciona melhora no padrão de locomoção de indivíduos hemiparéticos, seria também importante avaliar o seu efeito em condições mais próximas das atividades realizadas na vida diária, ou seja, em piso fixo. Ainda, seria importante analisar parâmetros relacionados mais diretamente à marcha, como as características espaço-temporais e o comportamento dos segmentos corporais durante o ciclo da marcha, uma vez que a maioria dos estudos tem verificado apenas os efeitos dos diversos tipos de treinamento com SPPC sobre a velocidade média de locomoção e sobre escalas de mobilidade com características subjetivas (HESSE, BERTELT, JAHNKE *et al.*, 1995; HESSE, KONRAD e UHLENBROCK, 1999; SULLIVAN, KNOWLTON e DOBKIN, 2002; WERNER, BARDELEBEN, MAURITZ *et al.*, 2002; WERNER, VON FRANKENBERG, TREIG *et al.*, 2002; PEURALA, TARKKA, PITKÄNEN *et al.*, 2005; TONG, NG e LI, 2006).

O presente estudo apresenta uma alternativa de treinamento de marcha com SPPC, que é em piso fixo, e teve por objetivo analisar os efeitos desse treinamento em indivíduos hemiparéticos crônicos. Mais especificamente, o efeito do treinamento com SPPC em indivíduos hemiparéticos sobre variáveis espaço-temporais e ângulos segmentares durante a marcha em piso fixo sem o uso do SPPC foi investigado.

3.2 Métodos

3.2.1 Amostra

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade na qual foi desenvolvido (Anexo 2), e todos os participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 3).

Inicialmente, 29 hemiparéticos crônicos pós-AVE, em espera para atendimento fisioterapêutico na clínica da Universidade, foram convidados para participar do presente estudo. Vinte e um concordaram em ser avaliados e participar do estudo. Após a avaliação inicial (Apêndice 1), que consistiu do registro dos dados pessoais e do exame físico, incluindo a avaliação do nível de espasticidade (Escala de *Ashworth* Modificada) e capacidade funcional da marcha (*Functional Ambulation Category*), 16 indivíduos apresentaram condições para inclusão no estudo e nas atividades de treinamento de marcha. No entanto, 4 indivíduos não terminaram o treinamento devido a complicações ortopédicas (n=3) e desistência (n=1). Assim, 12 indivíduos hemiparéticos (8 homens e 4 mulheres), com $53,17 \pm 7,52$ anos e tempo após AVE maior que um ano concluíram todas as etapas do estudo. Seis indivíduos apresentavam hemiparesia esquerda e 6 hemiparesia direita, resultantes do comprometimento da artéria cerebral média, sendo 10 de origem isquêmica e dois de origem hemorrágica.

Os critérios de inclusão foram: apresentar hemiparesia crônica, com pelo menos um ano após AVE, espasticidade no lado acometido classificada até o nível 3 da Escala de *Ashworth* Modificada (similar à Lindquist *et al.*, 2007) e capacidade de caminhar 10 metros com ou sem auxílio em piso fixo. Os critérios de exclusão foram: sinais clínicos de cardiopatias descompensadas, arritmias e angina pectoris; comprometimentos ortopédicos ou neurológicos associados que pudesse comprometer a marcha; distúrbios cognitivos ou de comunicação graves que interferisse no entendimento ou no desempenho das tarefas.

3.2.2 Sistema de suporte parcial de peso corporal utilizado no estudo

O sistema de SPPC deste estudo consistiu de um colete (similar ao usado por Norman *et al.*, 1995) com cintos ajustáveis e alças revestidas na região da pelve e da coxa, suspenso por um cabo de aço de um motor elétrico que deslizava em um trilho de aproximadamente 10 m de extensão, fixado no teto da sala de treinamento. Uma célula de carga, posicionada entre o colete e

o cabo de aço foi utilizada para verificar a porcentagem de peso corporal que era aliviada de cada indivíduo, sendo essa informação visualizada em um mostrador digital. Para ajustar o peso corporal aliviado, o motor era acionado possibilitando a regulagem do comprimento do cabo de aço, variando desse modo a porcentagem de peso corporal.

3.2.3 Protocolo de treinamento de marcha com SPPC em piso fixo

Os participantes deste estudo foram submetidos a um treinamento de marcha com sessões de aproximadamente 45 minutos, três vezes por semana, em dias alternados, durante seis semanas, totalizando 18 sessões. Durante cada sessão de treinamento, eles andavam no piso fixo com o sistema de SPPC descrito anteriormente.

Todos os indivíduos iniciaram o treinamento com 30% de SPPC. Após três semanas (metade do período total de treinamento), a porcentagem de SPPC foi reduzida para 20%, e permaneceu até o final do treinamento. O critério utilizado para reduzir a porcentagem do SPPC foi a capacidade dos pacientes para manter o tronco alinhado e de transferir o peso para o membro parético durante a marcha (LINDQUIST, PRADO, BARROS *et al.*, 2007). A massa corporal dos participantes do estudo foi aferida semanalmente para garantir a porcentagem de alívio de peso corporal determinada.

Durante as sessões de treinamento, uma fisioterapeuta os incentivava a andar o mais rápido possível, porém de forma confortável. Correções verbais e/ou manuais foram realizadas com o objetivo de melhorar o padrão da marcha, sendo alguns componentes enfatizados: alinhamento vertical do tronco, suporte de peso simétrico, movimentação adequada dos membros inferiores e oscilação recíproca dos membros superiores. Foram permitidos aos indivíduos períodos de descanso ao longo de cada sessão de treinamento, de acordo com a necessidade individual. Em todas as sessões, frequência cardíaca e pressão arterial foram verificadas no início e no final de cada sessão e no decorrer das mesmas, caso os pacientes relatassem qualquer sintoma de mal-estar. Nenhum dos pacientes recebeu outro tipo de intervenção física como treinamento de marcha convencional, alongamento ou fortalecimento muscular, ou exercício de resistência, enquanto participava deste estudo.

3.2.4 Avaliação da marcha

Para verificar o efeito do treinamento com SPPC em piso fixo, os indivíduos foram avaliados antes e após o treinamento proposto. Sendo assim, cada indivíduo foi filmado andando com velocidade auto-selecionada e confortável em um trecho de aproximadamente 10 metros por quatro câmeras digitais (Panasonic, modelo AG-DVC7P) a uma frequência de aquisição de 60 Hz. As câmeras foram posicionadas nos quatro cantos do laboratório, de modo a possibilitar a aquisição de medidas cinemáticas dos membros parético e não-parético, simultaneamente, em cada direção de movimento (da direita para esquerda e vice-versa). Durante a avaliação, todos os indivíduos andaram sem o uso do sistema de SPPC ou qualquer aparelho de assistência e, quando necessário, com o auxílio de uma fisioterapeuta para manter o equilíbrio. Seis repetições da tarefa foram filmadas e antes de iniciá-las, os indivíduos permaneceram em pé parados, em ambas as direções, no centro da região da filmagem por alguns segundos para aquisição de imagens na posição neutra.

Marcadores refletivos foram afixados com fita adesiva apropriada nos membros parético e não-parético dos pacientes nos seguintes pontos anatômicos: cabeça do quinto metatarso, maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur e acrômio para definir os segmentos pé, perna, coxa e tronco, respectivamente. Posteriormente, esses marcadores foram digitalizados a partir das imagens das quatro câmeras para adquirir as coordenadas “x”, “y” e “z” com o *software Ariel Performance Analysis System – APAS (Ariel Dynamics, Inc.)*.

3.2.5 Tratamento dos dados

Um ciclo intermediário de cada repetição da marcha, selecionadas com base na melhor visualização dos marcadores e no desempenho da marcha sem interrupção, foi analisado para cada indivíduo. O ciclo da marcha (ou passada) foi determinado a partir de um contato do pé ao chão até o próximo contato do mesmo pé ao chão ao longo da linha de progressão. O *software Matlab* (versão 6,5, *Mathworks, Inc.*) foi utilizado para o processamento e cálculo dos dados, os quais foram digitalmente filtrados usando filtro *Butterworth* de 4ª ordem passa-baixa, com frequência de corte de 8 Hz. Todos os ciclos foram normalizados no tempo de 0 a 100%, com intervalo de 1%. Posteriormente, a média desses ciclos foi calculada para obter a média do ciclo de cada indivíduo, o que foi repetido para obter a média dos ciclos de todos os indivíduos.

As seguintes variáveis foram analisadas: velocidade média de locomoção, comprimento do passo, comprimento e velocidade da passada, duração do apoio duplo inicial, apoio simples e apoio duplo final, ângulos máximos e mínimos e amplitude de movimento (ADM) dos segmentos pé, perna, coxa e tronco.

Primeiramente, os eventos referentes aos instantes em que os membros parético e não-parético tocaram e deixaram de tocar a superfície de contato foram definidos visualmente. Posteriormente, com base nessas informações, os dados da coordenada “x” (definida como plano de progressão do movimento) do marcador afixado no maléolo lateral dos membros não-parético e parético foram utilizados para cálculo dos comprimentos do passo e da passada, velocidade da passada, e da duração dos períodos de apoio e balanço. O comprimento do passo foi determinado como a distância entre os marcadores dos maléolos laterais dos dois membros, sendo que o membro inferior que ultrapassava o outro determinava qual membro estava sendo avaliado. Os dados da mesma coordenada (“x”) do marcador afixado no trocânter maior foram utilizados para cálculo da velocidade média de locomoção. Os dados da mesma coordenada (“x”) do marcador afixado no trocânter maior foram utilizados para cálculo da velocidade média de locomoção.

Para cálculo dos ângulos segmentares, os dados foram normalizados pelas medidas angulares dos participantes registradas durante a tentativa de calibração em cada condição e direção de movimento. Os ângulos segmentares foram calculados a partir do ângulo formado entre a parte distal do segmento e um plano horizontal externo (Figura 2, p.22), e a diferença entre os valores máximos e mínimos dos ângulos segmentares definiu as ADMs segmentares.

3.2.6 Tratamento estatístico

Duas análises de variância (ANOVA) e cinco análises de multivariância (MANOVA) foram realizadas, tendo como fatores os dois hemisférios (não-parético e parético) e as duas avaliações (pré-treinamento e pós-treinamento), ambos tratados como medidas repetidas. As variáveis dependentes foram: velocidade média de locomoção a primeira ANOVA, comprimento do passo para a segunda ANOVA, comprimento e velocidade da passada para primeira MANOVA, duração do apoio duplo inicial, apoio simples e apoio duplo final para a segunda MANOVA, ADM dos segmentos pé, perna, coxa e tronco para a terceira MANOVA, e os ângulos mínimos e máximos dos mesmos segmentos para a quarta e quinta MANOVAs, respectivamente. Quando necessário, teste *post hoc* de Tukey foi empregado. Todos os testes

foram realizados com auxílio do software *Statistical Package for the Social Sciences* – SPSS, versão 10.0, e o nível de significância adotado foi de $\alpha \leq 0,05$.

3.3 Resultados

Todos os indivíduos que participaram deste estudo realizaram a tarefa solicitada. Dois necessitaram de auxílio do experimentador para manter o equilíbrio durante a primeira avaliação (pré-treinamento), e nenhum deles necessitou de qualquer auxílio durante a segunda avaliação (pós-treinamento). Ainda, esses indivíduos mantiveram o interesse e motivação iniciais durante todo o período de treinamento, divulgando-o inclusive a outros hemiparéticos decorrentes de AVE que não estavam participando do estudo.

3.3.1 Parâmetros espaço-temporais da marcha

A Figura 5 apresenta os valores médios (desvio padrão) da velocidade média de locomoção e do comprimento do passo antes e após o treinamento proposto neste estudo. ANOVA revelou que, os pacientes passaram a andar mais rapidamente após o período de treinamento, $F(1,11)=7,963$; $p=0,017$ (Figura 5A). ANOVA revelou interação entre hemicorpo e avaliação para o comprimento dos passos, $F(1,11)=9,529$; $p=0,010$. Teste *post hoc* indicou que o comprimento do passo do membro não-parético era maior que do membro parético antes do treinamento, e que o comprimento do passo do membro parético aumentou após o treinamento, igualando-se ao do membro não-parético (Figura 5B).

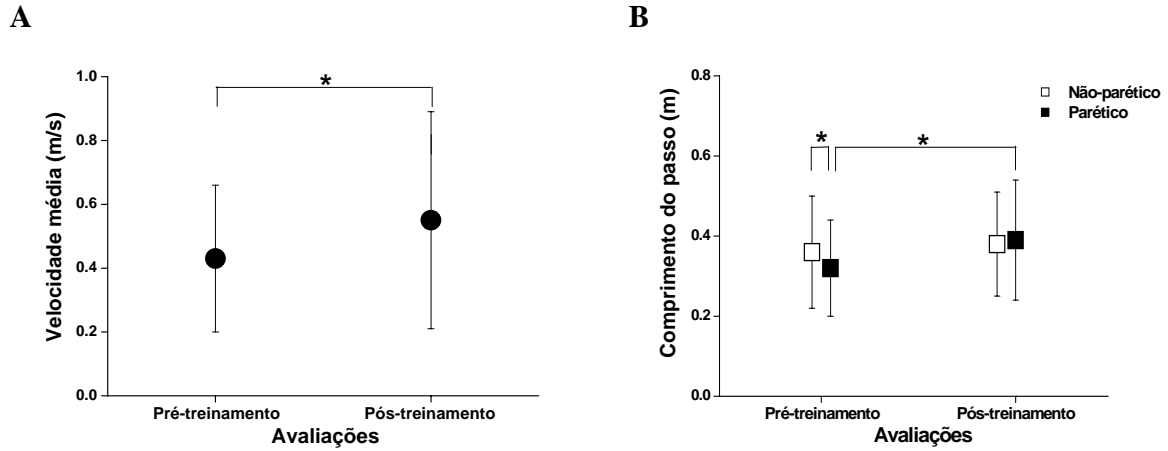


Figura 5. Média e desvio padrão da velocidade média de locomoção (A) e comprimento do passo (B) dos membros não-parético e parético, nas avaliações pré-treinamento e pós-treinamento, em indivíduos hemiparéticos crônicos (n=12). Nota: * $p \leq 0,05$.

A Figura 6 apresenta os valores médios (desvio padrão) do comprimento e velocidade da passada antes e após o treinamento proposto no estudo. O comprimento da passada dos membros parético e não-parético aumentou, $F(1,11)=11,216$; $p=0,006$, após o treinamento (Figura 5A), e a velocidade da passada dos dois membros também aumentou, $F(1,11)=6,761$; $p=0,025$, após o treinamento (Figura 5B).

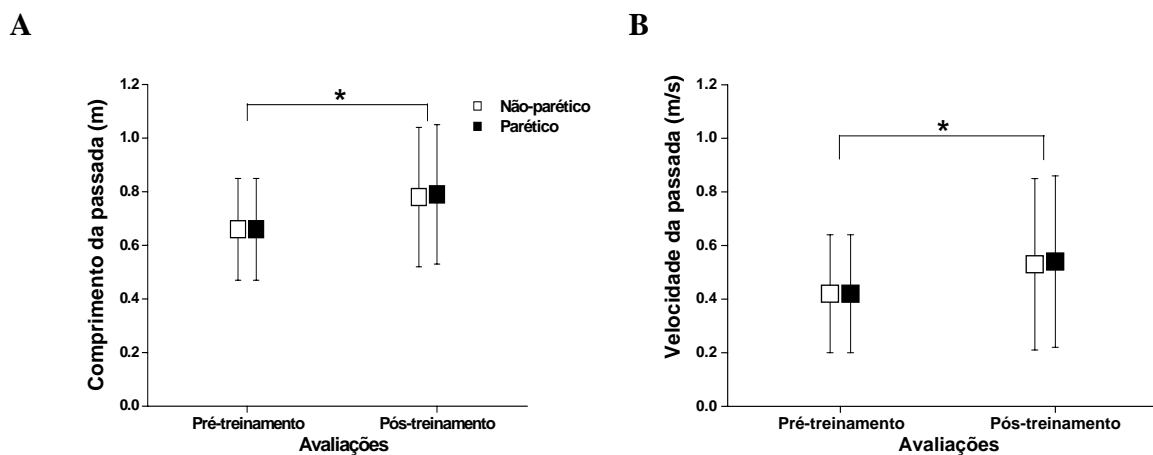


Figura 6. Média e desvio padrão do comprimento (A) e velocidade (B) da passada dos membros não-parético e parético nas avaliações pré-treinamento e pós-treinamento, em indivíduos hemiparéticos crônicos (n=12). Nota: * $p \leq 0,05$.

A Figura 7 apresenta os valores médios (desvio padrão) da duração dos períodos de apoio duplo inicial e final e do período de apoio simples pré- e pós-treinamento. ANOVA revelou diferença apenas entre os membros e para o período de apoio simples, $F(1,11)=116,287$; $p=0,001$, no qual o membro não-parético apresentou duração maior (Figura 7B).

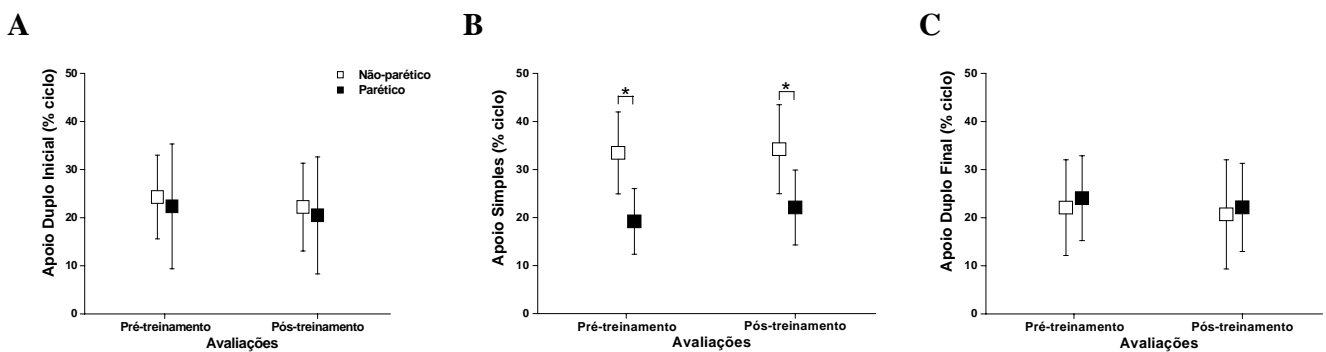


Figura 7. Média e desvio padrão do apoio duplo inicial (A), apoio simples (B) e apoio duplo final (C) dos membros não-parético e parético, nas avaliações pré-treinamento e pós-treinamento, em indivíduos hemiparéticos crônicos ($n=12$). Nota: * $p \leq 0,05$.

3.3.2 Ângulos segmentares

A Figura 8 ilustra a média e o desvio padrão dos ângulos dos segmentos pé, perna, coxa e tronco durante o ciclo da marcha, nas avaliações pré- e pós-treinamento. Qualitativamente, nas duas avaliações os segmentos apresentaram padrão similar, com diferenças temporais marcantes entre os membros, principalmente, nos segmentos pé e perna.

Os pés não-parético e parético permaneceram próximos da posição neutra a maior parte do período de apoio. O pé não-parético apresentou rotação no sentido horário maior e mais tardiamente no ciclo do que o membro parético, nas duas avaliações (Figura 8, porção superior). O mesmo comportamento foi observado para o segmento perna (Figura 8). O segmento coxa apresentou padrão similar entre os membros parético e não-parético durante a maior parte do ciclo na duas avaliações. No entanto, na avaliação pré-treinamento, o membro parético apresentou menor rotação anti-horária do que o membro não-parético no final da fase de apoio (Figura 8). Finalmente, o segmento tronco permaneceu próximo da posição neutra durante todo o

ciclo, e apresentou orientação discretamente oposta entre os hemis corp os não-parético e parético, nas duas avaliações (Figura 8).

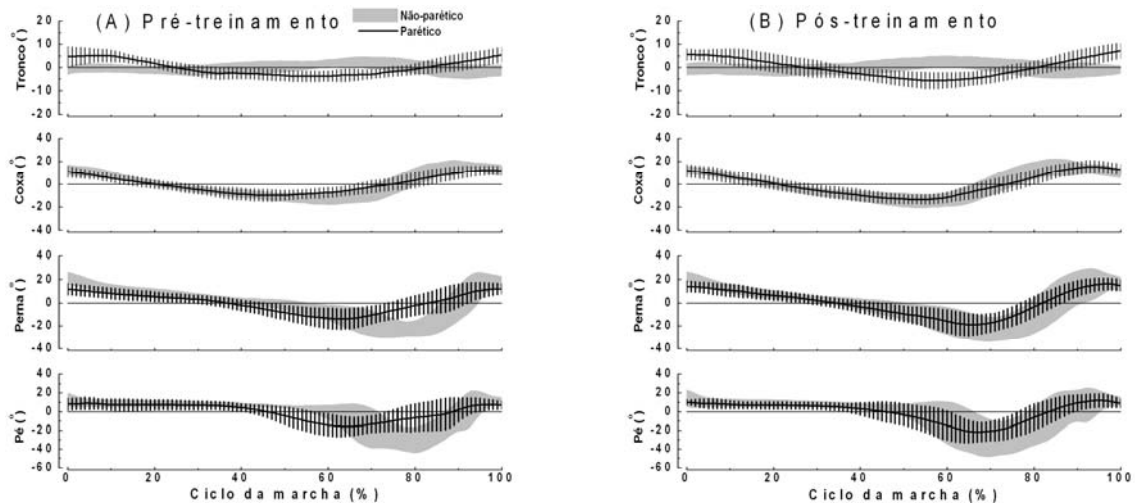


Figura 8. Média e desvio padrão dos ângulos dos segmentos pé, perna, coxa e tronco no plano sagital, nos membros não-parético (área sombreada) e parético (linha), durante as avaliações pré-treinamento (A) e pós-treinamento (B), em hemiparéticos crônicos (n=12). Valores positivos correspondem à rotação dos segmentos no sentido anti-horário e valores negativos correspondem à rotação dos segmentos no sentido horário.

A Tabela 3 apresenta os valores médios (desvio padrão) das ADMs e dos ângulos mínimo e máximo dos segmentos pé, perna, coxa e tronco paréticos e não-paréticos, durante o ciclo da marcha, nas avaliações pré- e pós-treinamento. Com relação às ADMs, a MANOVA revelou que, após o treinamento, todos os segmentos aumentaram suas ADMs: pé, $F(1,11)=11,515$; $p=0,006$, perna, $F(1,11)=18,527$; $p=0,001$, coxa $F(1,11)=14,072$, $p=0,003$, e tronco, $F(1,11)=5,541$; $p=0,038$. Para os ângulos mínimos e máximos, as MANOVAs indicaram que após o treinamento, os segmentos pé, $F(1,11)=15,255$; $p=0,002$, e perna, $F(1,11)=17,514$; $p=0,002$, aumentaram seus ângulos mínimos; e o segmento coxa aumentou seu ângulo máximo, $F(1,11)=21,699$; $p=0,001$ (Tabela 3).

Com relação à diferença entre os membros, os segmentos pé, $F(1,11)=39,418$; $p=0,001$, perna, $F(1,11)=54,823$; $p=0,001$, e coxa, $F(1,11)=5,306$, $p=0,042$, do membro não-parético apresentaram ADMs maiores do que as ADMs do membro parético, e o tronco do hemis corp o parético apresentou ADM maior do que o não-parético, $F(1,11)=22,447$; $p=0,001$. Para os ângulos mínimos, os segmentos pé, $F(1,11)=39,376$; $p=0,001$, e perna, $F(1,11)=50,124$; $p=0,001$,

do membro não-parético, apresentaram ângulos menores que do membro parético, e os segmentos coxa, $F(1,11)=4,958$; $p=0,048$, e tronco, $F(1,11)=12,687$; $p=0,004$, do hemitorço parético apresentaram ângulos mínimos maiores que do não-parético. Para os ângulos máximos, o segmento coxa do membro não-parético apresentou ângulo maior do que o do membro parético, $F(1,11)=13,794$; $p=0,003$.

Tabela 3 – Média e desvio padrão das ADM e dos ângulos mínimo e máximo dos segmentos pé, perna, coxa e tronco durante o ciclo da marcha, para os membros não-parético e parético, nas avaliações pré-treinamento e pós-treinamento, em indivíduos hemiparéticos crônicos (n=12).

Variáveis	ADM (°)		Ângulo Mínimo (°)		Ângulo Máximo (°)	
	Pré-treinamento	Pós-treinamento	Pré-treinamento	Pós-treinamento	Pré-treinamento	Pós-treinamento
Pé						
Não-parético	59,89 ± 12,52 ^a	67,23 ± 17,20 ^a	-50,43 ± 9,26 ^e	-54,78 ± 11,82 ^e	9,46 ± 4,16	12,45 ± 7,29
Parético	38,24 ± 15,49 ^a	45,23 ± 14,85 ^a	-31,45 ± 14,70 ^e	-36,33 ± 13,11 ^e	6,79 ± 5,51	8,91 ± 5,30
Perna						
Não-parético	51,83 ± 8,35 ^b	56,25 ± 10,02 ^b	-37,95 ± 7,15 ^f	-40,20 ± 6,94 ^f	13,88 ± 5,68	16,05 ± 5,91
Parético	34,19 ± 11,81 ^b	40,21 ± 11,75 ^b	-21,17 ± 10,36 ^f	-26,91 ± 10,25 ^f	13,02 ± 4,62	13,30 ± 5,03
Coxa						
Não-parético	31,78 ± 4,91 ^c	34,87 ± 6,85 ^c	-4,01 ± 4,44 ^g	-5,61 ± 5,22 ^h	27,77 ± 4,31 ^k	29,26 ± 3,29 ^k
Parético	27,07 ± 5,69 ^c	32,61 ± 8,50 ^c	-7,94 ± 5,65 ^g	-8,30 ± 5,60 ^h	19,13 ± 5,63 ^k	24,31 ± 5,69 ^k
Tronco						
Não-parético	8,53 ± 2,34 ^d	9,32 ± 3,04 ^d	-8,65 ± 4,03 ⁱ	-8,15 ± 4,60 ^j	-0,12 ± 4,67	1,16 ± 5,35
Parético	13,15 ± 2,91 ^d	14,66 ± 3,76 ^d	-11,24 ± 4,10 ⁱ	-12,09 ± 5,65 ^j	1,91 ± 3,86	2,57 ± 3,95

Nota: letras iguais significam diferenças significativas ($p \leq 0,05$).

3.4 Discussão

Este estudo investigou o efeito do treinamento de marcha com SPPC em indivíduos hemiparéticos crônicos durante a marcha em piso fixo sem o uso do SPPC. Os resultados

revelaram que o treinamento realizado durante seis semanas melhorou vários aspectos da marcha desses indivíduos, que passaram a andar mais rapidamente, com passos simétricos e passadas maiores e mais rápidas. As ADMs dos segmentos pé, perna, coxa e tronco dos membros parético e não-parético também aumentaram, indicando maior rotação desses segmentos ao redor das articulações.

Velocidade média de locomoção e simetria dos passos são freqüentemente utilizados na análise da habilidade funcional da marcha de indivíduos hemiparéticos, por serem considerados indicadores de recuperação motora importantes (WALL e TURNBULL, 1986; OLNEY e RICHARDS, 1996; RICHARDS e OLNEY, 1996). O aumento da velocidade de locomoção após o treinamento é um indicativo de melhora funcional do equilíbrio (PERRY, 1992), o que demonstra que apenas 18 sessões do tipo de treinamento adotado neste estudo propiciou maior estabilidade e equilíbrio desses indivíduos hemiparéticos. Conseqüência dessa melhora pode ser atribuída também ao aumento do comprimento do passo do membro parético que se assemelhou ao membro não-parético. Essas alterações são importantes clinicamente e contribuem para a autonomia dos indivíduos.

Provavelmente, o treinamento com SPPC em piso fixo proporcionou também melhores respostas voluntárias dos músculos dos membros inferiores, uma vez que o treinamento aumentou a ADM de todos os segmentos analisados. O sistema neuromuscular após AVE apresenta fraqueza e menor controle motor nos grupos musculares distais (OLNEY e RICHARDS, 1996; CHEN, CHEN, TANG *et al.*, 2003; HSU, TANG e JAN, 2003). Conseqüentemente, esses grupos musculares geram menos força e potência, o que foi confirmado pela pouca movimentação e controle da perna e do pé paréticos dos indivíduos deste estudo. Em contrapartida, a musculatura mais proximal, que possui melhor controle motor, melhorou após o treinamento, o que foi observado pelo aumento do ângulo máximo da coxa em ambos os membros. Esse resultado merece destaque, uma vez que o controle proximal do membro inferior tem sido considerado o maior determinante da velocidade confortável da marcha, sendo que os indivíduos hemiparéticos com melhor controle motor no membro inferior mais proximal podem andar com padrão similar ao dos indivíduos normais (CHEN, CHEN, TANG *et al.*, 2003).

Um fator que pode ter contribuído para o aumento do ângulo máximo da coxa em detrimento da menor movimentação dos segmentos distais é que o treinamento de marcha foi realizado, nas primeiras 3 semanas, com o alívio de 30% do peso corporal. Essa porcentagem de

alívio de peso pode ter diminuído a geração de energia da musculatura posterior e distal do membro inferior, importante para a propulsão do membro à frente. Isso aumentaria o uso da musculatura proximal, para gerar potência durante o balanço do membro (ZAJAC, NEPTUNE e KAUTZ, 2003), e para controlar melhor a trajetória angular dos segmentos pé e perna (BALASUBRAMANIAN, BOWDEN e NEPTUNE, 2007).

O uso da musculatura mais proximal pode favorecer um padrão de marcha mais independente e funcional nos estágios iniciais do treinamento, no entanto, é importante reduzir a porcentagem de peso corporal aliviada dos indivíduos hemiparéticos, ao longo de um período de treinamento, a fim de aumentar a ativação músculos distais dos membros inferiores (PEURALA, TARKKA, PITKÄNEN *et al.*, 2005) e melhorar controle motor (SULLIVAN, KNOWLTON e DOBKIN, 2002). Esta estratégia foi utilizada no nosso treinamento, onde na metade do período total de treinamento a porcentagem de alívio foi reduzida para 20% do peso corporal. No entanto, o período em que os indivíduos treinaram com essa porcentagem pode não ter sido suficiente para aumentar a movimentação dos segmentos distais dos membros inferiores.

Todas as alterações decorrentes do treinamento na velocidade e na simetria também influenciaram o comportamento das passadas, que se tornaram mais longas e mais rápidas. Por outro lado, apesar da simetria entre os passos, o treinamento não alterou as características temporais da marcha desses indivíduos. Provavelmente, esse fato foi decorrente de uma das estratégias utilizadas para aumentar o comprimento do passo do membro parético. Para aumentar o comprimento do passo parético, foi necessário aumentar as forças propulsivas do membro não-parético durante a fase de pré-balanço, o que proporcionou maior duração do período de balanço do membro parético (BALASUBRAMANIAN, BOWDEN e NEPTUNE, 2007). Os indivíduos do presente estudo encontravam-se em uma fase crônica do processo de recuperação após AVE, com o padrão de marcha assimétrico já consolidado (OLNEY e RICHARDS, 1996), e provavelmente, utilizaram essa estratégia para aumentar o comprimento do passo parético ao invés de distribuir o peso corporal na fase de apoio igualmente entre os membros inferiores. A continuação desse treinamento associado a estímulos para melhorar a propulsão nos dois membros inferiores poderia minimizar, a longo prazo, essas características assimétricas como sugerido por Tong *et al.* (2006).

Um dos pontos-chave para melhorar a habilidade funcional do membro parético ao longo da recuperação comportamental é a especificidade, a repetição e a intensidade do treinamento

(SULLIVAN, KNOWLTON e DOBKIN, 2002; WERNER, BARDELEBEN, MAURITZ *et al.*, 2002; PEURALA, TARKKA, PITKÄNEN *et al.*, 2005). O treinamento realizado neste estudo foi baseado nesses critérios, apresentando frequência de três vezes por semana, com sessões de aproximadamente 45 minutos acompanhados de incentivos verbais constantes a fim de alcançar o melhor desempenho. Os indivíduos reportaram que o treinamento era intenso, contrário às atividades cotidianas e, inicialmente, necessitavam de vários períodos de descanso durante cada sessão de treinamento. No entanto, esses períodos de descanso diminuíram em tempo e em quantidade ao longo das seis semanas, e os indivíduos também reportaram melhora no equilíbrio e no desenvolvimento das suas atividades de vida diária. A abordagem de treinamento proposto neste estudo apresentou vantagens de segurança do SPPC aliado à superfície habitual de locomoção, sendo também interessante aplicá-lo em indivíduos hemiparéticos crônicos, porém com um intervalo após o AVE menor que um ano.

Provavelmente, este estudo foi o primeiro a analisar os efeitos do treinamento com SPPC em piso fixo, sendo difícil compará-lo com estudos prévios que analisaram os efeitos do SPPC associado à esteira e que, na maioria dos casos (HESSE, BERTELT, JAHNKE *et al.*, 1995; HESSE, KONRAD e UHLENBROCK, 1999; SULLIVAN, KNOWLTON e DOBKIN, 2002; WERNER, BARDELEBEN, MAURITZ *et al.*, 2002; WERNER, VON FRANKENBERG, TREIG *et al.*, 2002; PEURALA, TARKKA, PITKÄNEN *et al.*, 2005; LINDQUIST, PRADO, BARROS *et al.*, 2007), investigaram apenas as características espaço-temporais e escalas de mobilidade, que são subjetivas. Assim, futuros estudos são necessários para comparar diretamente o treinamento de marcha com SPPC realizado em piso fixo com um realizado na esteira, a fim de verificar as implicações do tipo de superfície (esteira e piso fixo) em que se realiza o treinamento.

3.5 Conclusão

O treinamento com SPPC em piso fixo proporcionou melhoras no desempenho da marcha dos indivíduos hemiparéticos crônicos em piso fixo sem o uso do SPPC. Esses indivíduos passaram a andar mais rapidamente, com passos simétricos e movimentando mais os membros inferiores. Essa abordagem de treinamento demonstrou ser uma alternativa segura, específica e promissora para a reabilitação das disfunções da marcha após AVE. Por fim, é importante mencionar que esse tipo de treinamento contribuiu para que os participantes deste estudo

mantivessem o interesse e a motivação durante todo o período de treinamento e, conseqüentemente, ter contribuído para os resultados encontrados.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esta dissertação abordou o estudo da marcha com suporte parcial de peso corporal em piso fixo em indivíduos hemiparéticos crônicos decorrentes de AVE. Baseado nos resultados encontrados nos dois estudos realizados, algumas considerações podem ser levantadas.

O primeiro estudo analisou a marcha de indivíduos hemiparéticos crônicos no piso fixo com e sem SPPC, os quais andaram com velocidade auto-selecionada e confortável. Esses indivíduos andaram mais lentamente, com passadas mais curtas e lentas e com uma redução da ADM do quadril, da perna e da coxa, na condição com 30% de SPPC. No entanto, essa porcentagem de alívio de peso não influenciou a assimetria temporal e articular e segmentar entre os membros parético e não-parético. O uso do sistema de SPPC sem alívio de peso não interferiu na velocidade média de locomoção dos indivíduos apenas. As outras variáveis analisadas apresentaram os mesmos resultados encontrados na condição com 30% de SPPC, no entanto, de forma mais discreta. Esses resultados indicam que o uso do SPPC em piso fixo e os procedimentos adotados no estudo podem ter contribuído para alterações em alguns aspectos da marcha dos indivíduos hemiparéticos. Por exemplo, os participantes deste estudo andaram com a velocidade que se sentiram confortável sem que qualquer estímulo para que a aumentasse fosse fornecido. A condição com 30% de SPPC pode ter contribuído para uma diminuição na geração de energia da musculatura posterior e distal dos membros inferiores. Além disso, experiência e adaptação ao sistema de SPPC em piso fixo também podem ter contribuído com os resultados encontrados no primeiro estudo apresentado.

O segundo estudo investigou o efeito do treinamento de marcha com SPPC em piso fixo em hemiparéticos crônicos, que é uma abordagem de treinamento alternativa para recuperação do desempenho motor e funcional de indivíduos hemiparéticos. Os resultados revelaram que o treinamento realizado durante seis semanas melhorou vários aspectos da marcha desses indivíduos, que passaram a andar mais rapidamente, com passos simétricos e passadas maiores e mais rápidas. As ADMs dos segmentos pé, perna, coxa e tronco dos membros parético e não-parético também aumentaram. Possivelmente, este foi o primeiro estudo que utilizou o sistema de SPPC em piso fixo para treinamento da marcha de indivíduos hemiparéticos crônicos, uma vez que não foi encontrado qualquer estudo publicado a respeito. De acordo com os resultados encontrados, esse tipo de treinamento pode ser adotado por se tratar de uma alternativa viável e eficaz em muitos aspectos, apresentando vantagens de segurança do SPPC em combinação à

superfície habitual de locomoção. Este estudo foi importante no sentido de proporcionar mais uma alternativa de treinamento, apresentando uma contribuição para a reabilitação da marcha nesses indivíduos.

A porcentagem de 30% de SPPC para alívio do peso corporal sobre os membros inferiores tem sido utilizada na maioria dos estudos que investigaram o treinamento da marcha com SPPC em esteira. No entanto, 30% pode não ser a porcentagem mais adequada para o piso fixo, pois essa superfície exige maior controle motor para impulsão e propulsão do corpo à frente. Sendo assim, outros estudos que investiguem o uso de sistemas de SPPC em piso fixo com diferentes porcentagens de alívio do peso corporal devem ser realizados.

Finalmente, outros estudos que comparem o treinamento com SPPC em piso fixo e com SPPC em esteira devem ser realizados, para que a eficácia de cada um seja verificada. Seria interessante também utilizar o treinamento com SPPC em piso fixo em indivíduos hemiparéticos crônicos, porém com um intervalo após o AVE menor que um ano, a fim de verificar sua exequibilidade e resultados nesses indivíduos. Ainda, sistemas de SPPC em piso fixo que sejam modulados dinamicamente de acordo com as fases da marcha devem ser desenvolvidos e testados como tem sido proposto para sistemas de SPPC em esteira (FRANZ, GALUSSER, RILEY *et al.*, 2007).

5 REFERÊNCIAS

- ADAMS, J. M. e PERRY, J. Análise da marcha: aplicação clínica. In: J. Rose e Gamble, J. G. (Ed.). Marcha humana. São Paulo: Premier, 1998. Análise da marcha: aplicação clínica.
- ALTON, F., BALDEY, L., CAPLAN, S. e MORRISEY, M. C. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. Clinical Biomechanics, v.13, p.434-440. 1998.
- BALASUBRAMANIAN, C. K., BOWDEN, M. G. e NEPTUNE, R. R. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.88, p.43-9. 2007.
- BARBEAU, H., LAMONTAGNE, A., LADOUCEUR, M., MERCIER, I. e FUNG, J. Optimizing locomotor function with body weight support training and functional electrical stimulation. In: M. L. Latash e Levin, M. F. (Ed.). Progress in motor control. Champaign(IL): Human Kinetics, v.II, 2004. Optimizing locomotor function with body weight support training and functional electrical stimulation, p.237-251
- BARBEAU, H. e ROSSIGNOL, S. Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. Brain Research, v.412, n.1, p.84-95. 1987.
- BARBEAU, H., WAINBERG, M. e FINCH, L. Description and application of a system for locomotor rehabilitation. Medical & biological engineering & computing, v.25, n.3, May, p.341-4. 1987.
- BAYAT, R., BARBEAU, H. e LAMONTAGNE, A. Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. Neurorehabilitation and Neural Repair, v.19, n.2, p.115-124. 2005.
- CARMICHAEL, S. T. Plasticity of cortical projections after stroke. The Neuroscientist : a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry, v.9, n.1, p.64-75. 2003.
- CARR, J. e SHEPHERD, R. Neurological rehabilitation. Oxford. 1998
- CHEN, C. L., CHEN, H. C., TANG, S. F. T., WU, C. Y., CHENG, P. T. e HONG, W. H. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation v.82, p.925-935. 2003.
- CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D. H. e ZAJAC, F. E. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. Gait and Posture, v.22, p.57-62. 2005.
- CHEN, R., COHEN, L. G. e HALLETT, M. Nervous system reorganization following injury. Neuroscience, v.111, n.4, p.761-773. 2002.

- CHERNING, R.-J., LIU, C.-F., LAU, T.-W. e R-B, H. Effect of Treadmill Training with Body Weight Support on Gait and Gross Motor Function in Children with Spastic Cerebral Palsy. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, v.86, p.548-555. 2007.
- DOBKIN, B. H. An overview of treadmill locomotor training with partial body weight support: a neurophysiologically sound approach whose time has come for randomized clinical trials. Neurorehabilitation and Neural Repair, v.13, p.157-165. 1999.
- DOBKIN, B. H. Strategies for stroke rehabilitation. The Lancet Neurology, v.3, p.528-536. 2004.
- FIELD-FOTE, E. C. Spinal cord control of movement: implications for locomotor rehabilitation following spinal cord injury. Physical Therapy, v.80, p.477-484. 2000.
- FRANZ, J. R., GALUSSER, M., RILEY, P. O., CROCE, U. D., NEWTON, F., ALLAIRE, P. E., *et al.* Physiological modulation of gait variables by an active partial body weight support system. Journal of Biomechanics, v.40, p.3244-3250. 2007.
- GOLDIE, P. A., MATYAS, T. A. e EVANS, O. M. Gait after stroke: initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. Archives Physical Medicine and Rehabilitation, v.82, n.8, p.1057-65. 2001.
- HARRIS-LOVE, M. L., MACKO, R. F., WHITALL, J. e FORRESTER, L. W. Improved hemiparetic muscle activation in treadmill versus overground walking. Neurorehabilitation and Neural Repair, v.18, n.3, p.154-160. 2004.
- HASSID, E., ROSE, D., COMMISAROW, J., GUTTRY, M. e DOBKIN, B. H. Improved gait symmetry in hemiparetic stroke patients induced during body weight-supported treadmill stepping Neurorehabilitation and Neural Repair, v.11, p. 21-26. 1997.
- HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support in hemiparetic patients - further research needed. Neurorehabilitation and Neural Repair, v.13, p.179-181. 1999.
- HESSE, S., BERTELT, C., JAHNKE, T., SCHAFFRIN, A., BAAKE, P., MALEZIC, M., *et al.* Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. Stroke, v.26, p.976-981. 1995.
- HESSE, S., KONRAD, M. e UHLENBROCK, D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.80, p.421-427. 1999.
- HESSE, S., UHLENBROCH, D., WERNER, C. e BARDELEBEN, A. A mechanized gait trainer for restoring gait in nonambulatory subjects. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.81, p.1158-1161. 2000.
- HIROSE, D., ISHIDA, K., NAGANO, Y., TAKAHASHI, T. e YAMAMOTO, H. Posture of the trunk in the sagittal plane is associated with gait in community-dwelling elderly population. Clinical Biomechanics, v.19, n.1, p.57-63. 2004

- HSU, A.-L., TANG, P.-F. e JAN, M.-H. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.84, p.1185-93. 2003.
- JOHANSSON, B. B. Brain Plasticity and Stroke Rehabilitation. Stroke, v.31, p.223-230. 2000.
- KERRIGAN, D. C., XENOPOULOS-ODDSSON, A., SULLIVAN, M. J., LELAS, J. J. e RILEY, P. O. Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.84, p.1-6. 2003.
- LAMONTAGNE, A. e FUNG, J. Faster is better: implications for speed-intensive gait training after stroke. Stroke, v.35, p.2543-2548. 2004.
- LEE, S. J. e HIDLER, J. Biomechanics of overground versus treadmill walking in healthy individuals. Journal of Applied Physiology, v.104, p.747-755. 2008.
- LINDQUIST, A. R. R., PRADO, C. L., BARROS, R. M. L., MATTIOLI, R., LOBO DA COSTA, P. H. e SALVINI, T. F. Gait training combining partial body-weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on poststroke gait. Physical Therapy, v.87, p.1144-1154. 2007.
- LOVELY, R. G., GREGOR, R. G., ROY, R. R. e EDGERTON, V. R. Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cats. Experiments in Neurology, v.92, p.421-435. 1986.
- MATSAS, A., TAYLOR, N. e MCBURNEY, H. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. Gait and Posture v.11 p.46-53. 2000.
- MAURITZ, K.-H. Gait training in hemiplegia. European Journal of Neurology, v.9, n.suppl 1, p.23-29. 2002.
- MAURITZ, K. H. Gait training in hemiparetic stroke patients. Europa Medicophysica, v.30, p.165-78. 2004.
- MCCREA, D. A. Spinal circuitry of sensorimotor control of locomotion. The Journal of Physiology, v.533, p.41-50. 2001.
- MIYAI, I., SUZUKI, M., HATAKENAKA, M. e KUBOTA, K. Effect of body weight support on cortical activation during gait in patients with stroke. Experimental Brain Research, v.169, p.85-91. 2006.
- NORMAN, K. E., PEPIN, A., LADOUCEUR, M. e BARBEAU, H. A treadmill apparatus and harness support for evaluation and rehabilitation of gait. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.76, p.772-778. 1995.

O'SULLIVAN, S. B. Acidente vascular cerebral. In: S. B. O'sullivan e Schmitz, T. J. (Ed.). Fisioterapia: avaliação e tratamento. São Paulo: Manole, 1993. Acidente vascular cerebral

OLNEY, S. J. e RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. part I: characteristics. Gait and Posture, v.5, p.136-148. 1996.

PERRY, J. Gait analysis. Throfare: Slack. 1992. 524 p.

PEURALA, S. H., TARKKA, I. M., PITKÄNEN, K. e SIVENIUS, J. The effectiveness of body weight-supported gait training and floor walking in patients with chronic stroke. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.86, p.1557-1564. 2005.

RICHARDS, C. L. e OLNEY, S. J. Hemiparetic gait following stroke. part II: recovery and physical therapy. Gait and Posture, v.4, p.149-162. 1996.

RICHARDS, C. T., MALOUIN, F., WOOD-DAUPHINEE, S., WILLIAMS, J. I., BOUCHARD, J. P. e BRUNET, D. Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.74, n.3, p.612-20. 1993.

RILEY, P. O., DELLA CROCE, U. e KERRIGAN, D. C. Propulsive adaptation to changing gait speed. Journal of Biomechanics v.34, p.197–202. 2001.

RYERSON, S. D. Hemiplegia. In: D. A. Umphred (Ed.). Reabilitação Neurológica. Barueri: Manole, 2004. Hemiplegia., p.782-830

SCHINDL, M. R., FORSTNER, C., KERN, H. e HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support in nonambulatory patients with cerebral palsy. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.81, n.3, p.301-6. 2000.

SHEPHERD, R. e CARR, J. Treadmill walking in neurorehabilitation. Neurorehabilitation and Neural Repair, v.13, p.171-173. 1999.

SHUMWAY-COOK, A. e WOOLLACOTT, M. H. Controle motor: teoria e aplicações práticas. . In: Manole (Ed.). Controle motor: teoria e aplicações práticas. . Barueri, 2003. Controle motor: teoria e aplicações práticas.

SMITH, R. A. e LEE, T. D. Motor control and learning: a behavioural emphasis. Champaign: Human Kinetics. 1998

STOLZE, H., KUHTZ-BUSCHBECK, J. P., MONDWURF, C., BOCZEK-FUNCKE, A., JOHNK, K., DEUSCHL, G., *et al.* Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology v.105, n.6, Dec, p.490-7. 1997.

SULLIVAN, K. J., KNOWLTON, B. J. e DOBKIN, B. H. Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.83, n.5, May, p.683-91. 2002.

TONG, R. K., NG, M. F. e LI, L. S. Effectiveness of gait training using an electromechanical gait trainer, with and without functional electric stimulation, in subacute stroke: a randomized controlled trial. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.87, p.1298-304. 2006.

VAN DE PORT, I. G. L., KWAKKEL, G., SCHEPERS, V. P. M. e LINDEMAN, E. Predicting mobility outcome one year after stroke: a prospective cohort study. Journal of Rehabilitation Medicine, v.38, p.218-223. 2006.

VAN DE PORT, I. G. L., KWAKKEL, G., WIJK, I. V. e LINDEMAN, E. Susceptibility to deterioration of mobility long-term after stroke: a prospective cohort study. Stroke, v.37, p.167-171. 2006.

VAN HEDEL, H. J. A., TOMATIS, L. e MULLER, R. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. Gait and Posture, v.24, p.35-45. 2006.

VANDECROMMERT, H. W., MULDER, T. e DUYSSENS, J. Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. Gait and Posture, v.7, n.3, p.251-263. 1998.

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

VISITIN, M., BARBEAU, H., KORNER-BITENSKY, N. e MAYO, N. E. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. Stroke, v.29, p.1122-1128. 1998.

WALL, J. C. e TURNBULL, G. I. Gait asymmetries in residual hemiplegia. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.67, n.8, p.550-3. 1986.

WARABI, T., KATO, M., KIRIYAMA, K., YOSHIDA, T. e KOBAYASHI, M. Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force Neuroscience Research, v.53, p.343-348. 2005.

WASS, E., TAYLOR, N. e MATSAS, A. Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. Gait and Posture v.21 p.72-79. 2005.

WERNER, C., BARDELEBEN, A., MAURITZ, K.-H., KIRKER, S. e HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support and physiotherapy in stroke patients: a preliminary comparison. European Journal of Neurology, v.9, p.639-644. 2002.

WERNER, C., VON FRANKENBERG, S., TREIG, T., KONRAD, M. e HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients: a randomized crossover study. Stroke, v.23, p.2895-901. 2002.

WERNIG, A., NANASSY, A. e MULLER, S. Laufband (LB) therapy in spinal cord lesioned persons. Progress of Brain Research, v.128, p.89-97. 2000.

YEN, C., WANG, R., LIAO, K., HUANG, C. e YANG, Y. Gait training-induced change in corticomotor excitability in patients with chronic stroke. Neurorehabilitation and Neural Repair, v.22, p.22-30. 2008.

ZAJAC, F. E., NEPTUNE, R. R. e KAUTZ, S. A. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. Gait and Posture, v.17, p.1-17. 2003.

APÊNDICE

Apêndice 1**Ficha de Avaliação – Fisioterapia Neurológica Funcional****IDENTIFICAÇÃO****DATA:** ____/____/____

Nome: _____

Data de Nascimento: ____/____/____ Sexo: ____ Estado civil: _____

Escolaridade: _____ Ocupação: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ Estado: _____

Telefone: (____) _____ - _____ Celular: (____) _____ - _____

Diagnóstico médico: _____

ANAMNESE

Queixa Principal: _____

História da moléstia atual: _____

História pregressa: _____

Histórico familiar: _____

Patologias associadas: _____

Hábitos / Vícios: _____

Medicações em uso: _____

Exames Complementares: _____

EXAME FÍSICO**1. Sinais vitais:**

PA: _____ mmHg

FC: _____ bpm

FR: _____ cpm

2. Inspeção:

Aspecto da pele e anexos: _____

Presença de contraturas/deforridades: _____

FAC (Functional Ambulation Category)

0	Deambulação não funcional (incapaz de andar)	O paciente não pode deambular ou requer ajuda de duas ou mais pessoas.
1	Deambulação dependente de auxílio físico - nível II	O paciente requer suporte contínuo de uma pessoa, a qual auxilia na descarga de peso e com o equilíbrio.
2	Deambulação dependente de auxílio físico - nível I	O paciente necessita de suporte contínuo ou intermitente de uma pessoa para auxiliar com o equilíbrio ou com a coordenação.
3	Deambulação dependente de supervisão	O paciente requer supervisão verbal ou visual de uma pessoa, para proporcionar maior segurança, porém sem contato físico.
4	Deambulação independente (só em superfícies planas)	O paciente é capaz de deambular independentemente em superfícies planas, mas requer auxílio em degraus, rampas e superfícies não planas.
5	Deambulação independente	O paciente pode deambular independentemente em qualquer superfície.

Escala de Ashworth modificada

Grau	Descrição
0	Nenhum aumento do tônus muscular
1	Leve aumento do tônus muscular (restrição seguida de liberação do movimento no final da ADM)
2	Leve aumento do tônus muscular (restrição do movimento seguida por resistência mínima no restante da ADM)
3	Aumento do tônus mais pronunciado (observado na maior parte da ADM)
4	Aumento considerável do tônus (o movimento passivo é difícil)
5	Partes afetadas mantidas rígidas (em extensão ou flexão)

Articulação	Direito	Esquerdo
Tornozelo		
Joelho		
Quadril		

OBSERVAÇÕES

 Fisioterapeuta responsável

ANEXOS

Anexo 1

Comprovante de submissão de artigo ao periódico *Clinical Biomechanics*

Elsevier Editorial System

CLINICAL BIOMECHANICS

Contact us Help ?

EES online training. Next session, December 17th:
EES Version 6.0. Structural enhancements
[More information & register](#)

home | main menu | submit paper | guide for authors | register | change details | log out

Username: anabarela
Role: Author

Version: 6.0

Submissions Being Processed for Author Ana Maria Forti Barela, Ph.D.

Page: 1 of 1 (1 total submissions) Display 10 results per page.

Action ▲	Manuscript Number ▲▼	Title ▲▼	Initial Date Submitted ▲▼	Status Date ▲▼	Current Status ▲▼
Action Links	CLBI-D-08-00388	Stroke patient walking with partial body weight support on ground level	Nov 17, 2008	Nov 21, 2008	Under Review

Page: 1 of 1 (1 total submissions) Display 10 results per page.

<< Author Main Menu

Anexo2**Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

**Universidade Federal de São Carlos
Programa de Pós-graduação em Fisioterapia**

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Identificação do Paciente

Nome: _____

Endereço: _____

Data de Nascimento: _____

Filiação: _____

RG.: _____

Nome do responsável: _____

Endereço: _____

RG.: _____

Eu, _____, RG _____,
residente à _____, n°
_____ Bairro _____, na cidade de _____,
estado _____, concordo em participar como voluntário do trabalho de pós-doutorado: Estudo do
andar com suporte parcial de peso em esteira e em piso fixo como formas de intervenção para
pacientes hemiparéticos em decorrência de acidente vascular cerebral, coordenado pelas
professoras Ana Maria Forti Barela e Tania de Fátima Salvini e pela fisioterapeuta mestranda
Catarina de Oliveira Sousa.

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 Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), Setor de Fisioterapia.

Tenho conhecimento de que este trabalho pretende comparar a eficácia do treinamento de marcha em esteira com a sustentação parcial do peso corporal e do treinamento de marcha em piso fixo com a sustentação parcial do peso corporal em sujeitos vítimas de Acidente Vascular Cerebral que apresentem seqüelas de hemiparesia crônica.

Serei submetido a uma avaliação inicial que terá como objetivo verificar o padrão da marcha com e sem o uso do sistema de suporte de peso corporal. Em seguida, participarei de um tratamento específico que consistirá em: Treino da marcha em uma esteira elétrica com sustentação parcial do meu peso corporal, ou Treino da marcha no solo com sustentação parcial do meu peso corporal. Serei submetido à mesma avaliação inicial logo após o término do tratamento. 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 qualquer penalidade 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, esses dados 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.

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

Voluntário nº _____ São Carlos, _____ de _____ de 200 ____.

Assinatura do voluntário

Prof^a Dr^a Ana Maria Forti Barela

Ft. Catarina de Oliveira Sousa

Para questões associadas com essa pesquisa, por favor, entrar em contato com a Prof^a Tania de Fátima Salvini e/ou Catarina de Oliveira Sousa.
Universidade Federal de São Carlos
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde – Departamento de Fisioterapia
Rodovia Washigton Luiz, km 235. CEP 13.565.905.
Telefones: (16)3351-8345/(16)9225-1601.

Anexo 3

Parecer do Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos da UFSCar

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
 PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
 Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos
 Via Washington Luís, km. 235 - Caixa Postal 676
 Fones: (016) 3351.8109 / 3351.8110
 Fax: (016) 3361.3176
 CEP 13560-970 - São Carlos - SP - Brasil
 propq@power.ufscar.br - www.propq.ufscar.br

CAAE 0107.0.135.000-06

Título do Projeto: Estudo do andar com suporte parcial de peso em esteira e em piso fixo e formas de intervenção em pacientes hemiparéticos em decorrência de acidente vascular cerebral

Classificação: Grupo III

Pesquisadores (as): Tânia de Fátima Salvini, Dra. Ana Maria Forti Barela (orientadora) ; Rosana Mattioli

Parecer Nº 240/2006**1. Normas a serem seguidas**

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e).
- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente em ___/___/___ e ao término do estudo.

2. Avaliação do projeto

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (CEP/UFSCar) analisou o projeto de pesquisa acima identificado e considerando os pareceres do relator e do revisor DELIBEROU: As pendências apontadas no Parecer nº 183/2006, de 27/07/2009, foram satisfatoriamente resolvidas.

O projeto atende as exigências contidas na Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde.

3. Conclusão:

Projeto aprovado

São Carlos, 25 de setembro de 2006.


 Profa. Dra. Márcia Nilutuma Ogata
 Coordenadora do CEP/UFSCar