

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

CHRISTIANE LANATOVITZ PRADO MEDEIROS

**ESTUDO DAS ALTERAÇÕES NO VOLUME MUSCULAR, NA
FUNÇÃO ARTICULAR E NA MARCHA DE HEMIPARÉTICOS
CRÔNICOS**

**SÃO CARLOS
2010**

**ESTUDO DAS ALTERAÇÕES NO VOLUME MUSCULAR, NA
FUNÇÃO ARTICULAR E NA MARCHA DE HEMIPARÉTICOS
CRÔNICOS**

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

CHRISTIANE LANATOVITZ PRADO MEDEIROS

**ESTUDO DAS ALTERAÇÕES NO VOLUME MUSCULAR, NA
FUNÇÃO ARTICULAR E NA MARCHA DE HEMIPARÉTICOS
CRÔNICOS**

**Tese apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Fisioterapia, para
obtenção do Título de Doutor em
Fisioterapia, Área de Concentração:
Processos de Avaliação e Intervenção
em Fisioterapia.**

***Orientação: Profa. Dra. Tania de Fátima
Salvini***

**SÃO CARLOS
2010**

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

M488ea

Medeiros, Christiane Lanatovitz Prado.

Estudo das alterações no volume muscular, na função articular e na marcha de hemiparéticos crônicos / Christiane Lanatovitz Prado Medeiros. -- São Carlos : UFSCar, 2010. 87 f.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2010.

1. Fisioterapia. 2. Hemiparesia. 3. Cinemática. 4. Avaliação isocinética. 5. Torque. 6. Intervenção. I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE TESE DE DOUTORADO DE CHRISTIANE LANATOVITZ PRADO MEDEIROS, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 03 DE MAIO DE 2010.


BANCA EXAMINADORA:



**Tania de Fátima Salvini
(UFSCar)**



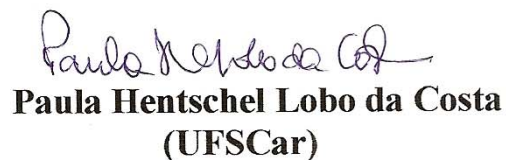
**Rosana Mattioli
(UFCar)**



**Ricardo Machado Leite Barros
(UNICAMP)**



**Rosana Macher Teodori
(UNIMEP)**



**Paula Hentschel Lobo da Costa
(UFSCar)**

Dedico este trabalho à minha amada mãe e grande amiga, **Maria de Fátima M. L. Prado**, que com seu infinito amor sempre me mostrou o quanto é importante alçar grandes vôos atrás da verdadeira felicidade, e que desde cedo permitiu que eu tivesse asas para voar para onde quer que fosse, pois sempre depositou em mim a confiança e a certeza de que eu chegaria aonde quer que eu desejasse.
Eu te amo.

AGRADECIMENTOS

À energia universal que rege a vida (“Deus”), que me permitiu traçar, através da superação de desafios e inseguranças, um caminho de crescimento, aprendizado, vitória, valorização da vida e do ser humano.

À minha amada mãe e eterna amiga, Maria de Fátima, a quem dedico esse trabalho. Sublime e adorável ser, cujo dom da maternidade me fez crescer, cuja confiança me fortalece, cujo consolo alivia minha alma e cujo amor fortalece minha vida.

Ao meu amado companheiro de jornada, Renato, pela maravilhosa companhia, pelo amor dedicado, por me doar sempre seus ouvidos pra me escutar, seus ombros pra me aconchegar, seus olhos para me guiar, por me permitir dividir os momentos de angústias e frustrações, e especialmente, por somar momentos de plena felicidade e alegria... Eu te amo!

Ao meu amado pai e grande amigo de todas as horas, Euclézio (*in memorian*), com cuja luz posso contar, conversar e ter momentos de imensa felicidade, visto que agora já habita o plano dos meus pensamentos e do meu coração... Eu te amo!

Aos meus queridos irmãos fraternos, Cecília, Luís Miguel, Amélia e Gilmar, pelo consolo nas horas difíceis, pelos conselhos nas dúvidas, mas especialmente pelo amor dedicado ao meu crescimento... Amo vocês!

A todos da minha Família, que apesar da distância, me incentivaram em todos os momentos para concretização desta etapa.

À minha orientadora, Profa. Dra. Tania de Fátima Salvini, pela confiança depositada em mim, pelo incentivo, pela amizade, pela compreensão, pelo crescimento pessoal e profissional, pelas muitas vezes que me permitiu chorar e, em especial, pelas infinitas vezes que me fez sorrir... Minha eterna gratidão!

À minha querida e eterna amiga Catarina, por sua amizade, dedicação e companheirismo durante todo o processo de trabalho e vivência. Obrigada por fazer parte dele comigo, na busca por voluntários, nas dificuldades, nas angústias, no cansaço, nas inseguranças, mas também nos muitos momentos de alegrias... Amiga, sem você não teria sido tão maravilhoso!

Aos alunos de iniciação científica, Giovanna, Marcela, Milla, Márcio, Andréa e Lucimara, por toda a ajuda prestada durante a coleta e processamento dos dados, e por possibilitarem a experiência de co-orientação.

Aos meus queridos colegas de laboratório, pela agradável convivência, pelos conselhos dos mais experientes e pelos momentos de descontração e de muitas risadas.

À querida amiga, Profa. Dra. Ana Raquel R. Lindquist, por ser responsável juntamente com a Profa. Tania pela minha iniciação científica na pesquisa com hemiparéticos em 2003, quando ainda era aluna de doutorado e me recebeu de braços abertos em sua pesquisa.

Ao Prof. Dr. Alberto Tannus, por me proporcionar seu apoio metodológico e tecnológico para o desenvolvimento de parte deste trabalho.

À Profa. Dra. Ana Maria Forti Barela, por me proporcionar seu apoio metodológico e sua amizade, proporcionando condições para o desenvolvimento de parte deste trabalho.

À Profa. Dra. Paula Henstchel Lobo da Costa por abrir as portas do seu laboratório para parte da coleta de dados deste trabalho.

À FAPESP, pelo auxílio financeiro durante o Doutorado.

À Kelly e a Cristiane, secretárias da Pós-Graduação, pela disposição, orientação e auxílio nos processos burocráticos.

Aos membros da banca examinadora, por aceitarem contribuir para o aprimoramento deste trabalho e, conseqüentemente, para o meu crescimento profissional.

Aos queridos pacientes que participaram deste estudo. Vocês doaram muito mais do que a disposição em participar. Com vocês aprendi muito mais sobre a vida, sobre as dificuldades e, em especial, sobre a superação... Serei eternamente grata a vocês!

A aqueles que sempre torceram por mim e me influenciaram positivamente ao longo da vida, minha imensa gratidão!

“As criaturas que habitam esta terra em que vivemos, sejam elas seres humanos ou animais, estão aqui para contribuir, cada um com sua maneira peculiar para a beleza e prosperidade do mundo”.

(Dalai-Lama)

RESUMO

Esse trabalho é composto por dois estudos. O objetivo do primeiro estudo foi investigar os volumes dos músculos quadríceps e isquiotibiais e os déficits de força dos músculos extensores e flexores do joelho em hemiparéticos crônicos comparados a um grupo controle saudável. Quinze indivíduos com hemiparesia crônica e 15 indivíduos saudáveis fizeram parte do estudo. Foram obtidos: pontuação da função motora geral, volume muscular (VM) dos músculos quadríceps e isquiotibiais e contrações concêntricas e excêntricas dos músculos extensores e flexores do joelho. O músculo quadríceps do membro parético apresentou redução no VM comparado ao membro contralateral. Os picos de torque extensor e flexor dos membros parético e contralateral apresentaram-se reduzidos para ambos os modos de contração e ambas as velocidades e correlações entre a função motora e os déficits de força muscular foram encontradas. Observou-se que há diferentes respostas entre os músculos quadríceps e isquiotibiais com relação à massa muscular. Não foi observada atrofia muscular por desuso. Entretanto, esse fato não preveniu a redução do torque articular. O objetivo do segundo estudo foi investigar os efeitos de um treinamento de marcha, em piso fixo, associado ao suporte parcial de peso corporal (SPPC) e à estimulação elétrica funcional (EEF) do nervo fibular comum, em hemiparéticos crônicos. Participaram do estudo 12 hemiparéticos crônicos. O sistema adotado foi o A₁-B-A₂, no qual A correspondeu ao treinamento de marcha em piso fixo com SPPC e B ao mesmo treinamento associado à EEF. Foram analisadas: velocidade média de locomoção, comprimento do passo, comprimento, velocidade e duração da passada; duração dos períodos de apoio duplo inicial e final, apoio simples e balanço; ângulos máximos e mínimos e amplitude de movimento (ADM) dos segmentos pé, perna, coxa e tronco dos membros parético e não-parético. Houve um aumento na velocidade média e no comprimento e velocidade do ciclo. Com relação às ADMs, houve aumento significativo entre as avaliações para o segmentos: perna e coxa após. Não houve melhora nas variáveis mensuradas na fase de EEF. Concluímos que o treinamento com SPPC, em piso fixo, foi efetivo na melhora de alguns aspectos da marcha e a associação à EEF não promoveu melhora adicional dos parâmetros mensurados.

Palavras chaves: Acidente Vascular Encefálico. Volume muscular. Força muscular. Dinamômetro isocinético. Intervenção. Parâmetros espaço-temporais. Ângulos segmentares. Cinemática.

ABSTRACT

This work consists of two studies. The aim of the first study was to investigate quadriceps and hamstring muscle volumes and strength deficits of the knee extensors and flexors in people with chronic hemiparesis compared to a healthy group. Fifteen individuals with chronic stroke and fifteen healthy individuals took part in this study. Motor function, quadriceps and hamstring muscle volume (MV), and maximal concentric and eccentric contractions of the knee extensors and flexors were obtained. The quadriceps muscle showed a reduction in MV. The peak torque of the paretic and non paretic limbs knee extensors and flexors was reduced in both contraction modes and velocities. There were significant correlations between motor function and strength deficits. With regard to muscle mass, there was a difference between quadriceps and hamstring response. There was no disuse atrophy; however this did not prevent extensor torque reduction. The aim of the second study was to investigate the effects of ground level gait training combining body weight support (BWS) and functional electrical stimulation (FES). Twelve people following chronic stroke. An A1-B-A2 system was applied; A1 and A2 corresponded to ground level gait training using BWS, and B corresponded to the same training associated to FES. The analyzed variables were: mean walking speed of locomotion; step length; stride length, speed and duration; initial and final double support duration; single-limb support duration; swing period; range of motion (ROM), maximum and minimum angles of foot, leg, thigh, and trunk segments. Mean walking speed, stride length and speed increased. Regarding the ROMs, there was a significant increase for leg and thigh. There was not improvement in the variables measured during the FES phase. Ground level gait training using BWS was effective to improve some gait, and the association to FES did not provide any additional improvement in the measured parameters.

Key words: Stroke. Muscle volume. Muscle strength. Isokinetic dynamometer. Intervention. Spatial-temporal parameters. Segmental angles. Kinematics.

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1. RNM. Trinta e um níveis axiais adquiridos do côndilo femoral à região proximal da coxa (A). Delineamento dos músculos quadríceps (Q) e isquiotibiais (I) (B).....	23
FIGURA 2. Posicionamento dos sujeitos para a avaliação isocinética. Estabilização do tronco, quadril e coxa na cadeira do dinamômetro (A). Eixo de rotação do braço de alavanca do dinamômetro alinhado com o côndilo femoral lateral e a parte inferior da perna fixada ao braço de alavanca, acima do maléolo lateral (B).....	24
FIGURA 3. Volume muscular do quadríceps (A) e dos isquiotibiais (B) dos grupos hemiparético e controle, obtidos por RNM.....	27
FIGURA 4. Pico de torque extensor (A) e flexor (B) do joelho durante contrações musculares máximas, nos modos concêntrico e excêntrico, nas velocidades de 60°/s e 120°/s para os grupos hemiparético e controle.....	29
FIGURA 5. Potência dos extensores (A) e flexores (B) do joelho durante contrações musculares máximas, nos modos concêntrico e excêntrico, nas velocidades de 60°/s e 120°/s para os grupos hemiparético e controle.....	30
FIGURA 6. Motor acoplado ao trilho e ao sistema de polia com cabo de aço (A). Sistema de SPPC com o colete de cintos ajustáveis (B). Célula de carga e mostrador digital (C).....	44
FIGURA 7. Posicionamento dos eletrodos (A). Estimulador eletrônico (B). Eletrodo posicionado no ponto motor do nervo fibular comum, entre a fossa poplíteia e a cabeça da fibula (C). Eletrodo posicionado no ventre do tibial anterior (D). Palmilha sensora, colocada dentro do sapato na região do calcâneo.....	46
FIGURA 8. Média e desvio padrão dos ângulos dos segmentos pé, perna, coxa e tronco durante o ciclo da marcha dos membros não parético (área cinza) e parético (linha), nas avaliações pré-treinamento, pós fase A ₁ , pós fase B e pós fase A ₂	55

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1. Caracterização dos grupos hemiparético e controle.....	21
TABELA 2. Variáveis isocinéticas dos grupos hemiparético e controle.....	28
TABELA 3. Variáveis espaço-temporais da marcha, dos membros parético e não parético, antes e após cada fase de treinamento.....	51
TABELA 4. Ângulos segmentares dos membros parético e não parético, antes e após cada fase de treinamento.....	52
TABELA 5. Pontuação da atividade de marcha e da função motora, avaliadas antes e após cada fase de treinamento.....	54

LISTA DE ABREVIATURA

ADM – Amplitude de Movimento

ANOVA – *Analisis of variance*

AST – Área de Secção Transversa

AVE – Acidente Vascular Encefálico

EAM – Escala de Asworth Modificada

EEF – Estimulação Elétrica Funcional

FAC – *Functional Ambulation Category*

IC – Intervalo de Confiança

IMC – Índice de Massa Corporal

NAM – Núcleo de Análise do Movimento

RNM – Ressonância Nuclear magnética

RPA – Reação Positiva de Apoio

SNC – Sistema Nervoso Central

SPPC – Suporte Parcial de Peso Corporal

TC – Tomografia Computadorizada

UFSCar – Universidade Federal de São Carlos

USE – Unidade Saúde Escola

VM – Volume Muscular

SUMÁRIO

	Página
1 CONTEXTUALIZAÇÃO	14
2 ESTUDO 1: Atrofia muscular e déficits funcionais dos músculos extensores e flexores do joelho em hemiparéticos crônicos	16
2.1 Resumo	16
2.2 Abstract	17
2.3 Introdução	18
2.4 Métodos	21
2.4.1 Sujeitos.....	21
2.4.2 Função motora	22
2.4.3 Cálculo do volume muscular através de ressonância nuclear magnética	22
2.4.4 Avaliação isocinética	24
2.4.5 Análise estatística.....	25
2.5 Resultados	26
2.5.1 Pontuação média da função motora avaliada através do Rivemead	26
2.5.2 Volume muscular	26
2.5.3 Variáveis isocinéticas.....	27
2.5.3.1 Pico de torque articular	27
2.5.3.2 Potência	29
2.5.4 Correlação entre o volume muscular e o pico de torque articular	30
2.6 Discussão e conclusões.....	30
3 ESTUDO 2: Treino de marcha com suporte parcial de peso corporal, em piso fixo, associado à estimulação elétrica funcional em hemiparéticos crônicos	36
3.1 Resumo	36
3.2 Abstract	37
3.3 Introdução	38
3.4 Métodos	41
3.4.1 Sujeitos.....	41
3.4.2 Protocolo de avaliação da marcha	42
3.4.3 Protocolo de treinamento	43
3.4.3.1 Treino de marcha com suporte parcial de peso corporal (fase A)	43

3.4.3.2 Treino de marcha com suporte parcial de peso corporal associado à estimulação elétrica funcional	45
3.4.4 Análise dos dados.....	47
3.4.5 Análise estatística.....	48
3.5 Resultados	48
3.5.1 Parâmetros espaço-temporais da marcha	48
3.5.2 Ângulos segmentares	49
3.5.3 Pontuação média da FAC e do Rivermead	53
3.6 Discussão	56
3.7 Conclusão	60
4 REFERÊNCIAS	62
5 APÊNDICES	70
6 ANEXOS	?

1 CONTEXTUALIZAÇÃO

O primeiro contato com pacientes hemiparéticos ocorreu no ano de 2003, ainda no segundo ano de graduação em fisioterapia, quando a Profa. Tania F Salvini me aceitou para realizar a iniciação científica em seu laboratório. Nessa época, uma de suas alunas de doutorado, Ana Raquel Lindquist, dava continuidade a uma linha de pesquisa iniciada por dois alunos da Profa. Rosana Mattioli (COELHO, ABRAHÃO, MATTIOLI, 2004), que implementaram toda a estrutura necessária para que se pudesse estudar o treinamento de marcha em esteira com suspensão de peso corporal em pacientes hemiparéticos, decorrentes de acidente vascular encefálico. A doutoranda Ana Raquel me aceitou, então, para realizar com ela o estudo intitulado: “O efeito da estimulação elétrica funcional no controle sensório-motor da marcha de hemiplégicos. Esse estudo avaliou os efeitos de um treinamento de marcha em esteira, com suporte parcial de peso corporal, associado à estimulação elétrica funcional, em hemiparéticos crônicos” (LINDQUIST, PRADO, BARROS, 2007).

No último ano de graduação (2005), após defender o trabalho de conclusão de curso, baseado nesse estudo, surgiu o desejo de dar continuidade a atividade científica através do mestrado. Mais uma vez a Profa. Tania estava lá para me incentivar. Como não abriria vaga para o mestrado no ano seguinte, me ofereceu uma bolsa de apoio técnico para que ficasse responsável pelo Laboratório de Dinamometria Isocinética, do Departamento de Fisioterapia da UFSCar.

Durante esse período (ano de 2006), comecei a ler alguns trabalhos com dinamometria isocinética em indivíduos hemiparéticos (TRIPP e HARRIS, 1991; POHL, STARTZELL, DUNCAN et al, 2000; ENG, KIM, MACINTYRE, 2002; HSU, TANG, JAN, 2002) e, paralelamente à construção desse conhecimento, em um dos seminários do laboratório, tivemos discussões relacionadas a um artigo de revisão (LIEBER, STEINMAN, BAR ASH et al, 2004) que identificava lacunas a serem preenchidas na literatura, com relação às alterações que ocorrem no músculo em decorrência da paresia. Ao identificarmos uma série de resultados ainda inconclusivos, surgiu a idéia de realizarmos, em parceria com o Instituto de Física da USP/São Carlos o nosso primeiro estudo intitulado: “Atrofia muscular e déficits funcionais dos músculos extensores e flexores do joelho em hemiparéticos crônicos”. Esse estudo baseou-se em metodologia prévia de aquisição de imagens por ressonância nuclear magnética (SERRÃO, FOESTER, SPADA, 2003; BRASILEIRO, 2004), desenvolvida em parceria com o Prof. Aberto Tännus (USP/São Carlos).

Esse primeiro estudo foi desenvolvido no meu primeiro ano de mestrado (2007). Como acreditávamos no potencial desse projeto na contribuição à literatura, submetemos um pedido de doutorado direto à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, que por sua vez foi aprovado. Dessa forma, no início de 2008 fui transferida para o doutorado. Nesse ano, a profa. Tania recebia a profa. Ana Barela para desenvolver seu projeto de pós-doutorado com treino de marcha em piso fixo com suporte de peso corporal. Com as coletas do projeto inicial finalizadas, começamos a estudar a possibilidade de voltar a trabalhar com as ferramentas que me iniciaram na carreira científica, o suporte parcial de peso corporal e a estimulação elétrica funcional.

O sistema de suporte parcial de peso corporal associado à esteira tem sido proposto como uma estratégia no treinamento de marcha em hemiparéticos (VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY et al., 1998; HESSE, KONRAD, UHLENBROCK, 1999; BARBEAU e VISINTIN, 2003; LINDQUIST, PRADO, BARROS et al, 2007). No entanto, considera-se que o piso fixo é o tipo de superfície mais habitual de locomoção (NORMAN, PEPIN, LADOUCCER et al., 1995; ALTON, BALDEY, CAPLAN et al, 1998) e que há pouca informação sobre os efeitos do treinamento de marcha nessa superfície em indivíduos com hemiparesia. Tendo isso em vista, dessa nova parceria surgiu o segundo trabalho intitulado: “Treino de marcha com suporte parcial de peso corporal, em piso fixo, associado à estimulação elétrica funcional, em hemiparéticos crônicos”.

Alguns pesquisadores relataram relações entre a força muscular, medida através do equipamento isocinético, e o nível de habilidade dos hemiparéticos, sugerindo que o torque gerado por um grupo muscular poderia ser usado como um indicador da capacidade funcional (TRIPP e HARRIS, 1991; BOHANNON, 1992; PERRY, GARRETT, GRONLEY, 1995). Por exemplo, a fraqueza muscular em indivíduos com hemiparesia, estaria relacionada às alterações na capacidade de marcha (SUZUKI, NAKAMURA, YAMADA et al, 1990; BOHANNON & ANDREWS, 1990; BOHANNON, 1992; PERRY, GARRETT, GRONLEY, 1995).

Dessa forma, essa tese é composta por dois estudos. Um primeiro estudo que caracteriza o músculo parético com relação à sua morfologia e função e um segundo estudo no qual foi aplicada uma intervenção na marcha desses indivíduos.

2 ESTUDO 1: ATROFIA MUSCULAR E DÉFICITS FUNCIONAIS DOS MÚSCULOS EXTENSORES E FLEXORES DO JOELHO EM HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS (Manuscrito submetido ao periódico *Physical Therapy*; Apêndice A)

2.1 Resumo

Maiores informações são necessárias em relação ao grau de atrofia muscular e sua possível relação com o déficit no torque articular pós-Acidente Vascular Encefálico (AVE). O objetivo desse estudo foi investigar os volumes dos músculos quadríceps e isquiotibiais e os déficits de força dos músculos extensores e flexores do joelho em hemiparéticos crônicos comparados a um grupo controle saudável. Quinze indivíduos com hemiparesia crônica e 15 indivíduos saudáveis fizeram parte do estudo. Foram obtidos: pontuação da função motora geral, volume muscular (VM) dos músculos quadríceps e isquiotibiais, contrações concêntricas e excêntricas dos músculos extensores e flexores do joelho e as correlações entre essas variáveis. O músculo quadríceps do membro parético apresentou uma redução no VM de 24% quando comparado ao membro contralateral ($P < 0.001$). Os picos de torque extensor e flexor do membro parético apresentaram-se reduzidos para ambos os modos de contração e ambas as velocidades, quando comparados ao membro contralateral (36-66%; $P < 0.001$) e ao grupo controle (48-77%; $P < 0.001$). O membro contralateral também apresentou redução nos picos de torque extensor e flexor quando comparado ao grupo controle (16-23%; $P < 0.05$). Os resultados da potência apresentaram-se similares aos do pico de torque. Correlações entre a função motora e os déficits de força muscular foram encontradas. Os membros parético e contralateral apresentaram déficits na geração de torque articular. Observou-se que há diferentes respostas entre os músculos quadríceps e isquiotibiais com relação à massa muscular. Não foi observada atrofia muscular por desuso. Entretanto, esse fato não preveniu a redução do torque e da potência muscular.

Palavras chaves: hemiparesia, volume muscular, RNM, fraqueza muscular, força muscular, dinamômetro isocinético.

2.2 Abstract

Further clarification is needed with regard to the degree of atrophy and its possible relationship with joint torque deficit post-stroke. The aim of this study was to investigate quadriceps and hamstring muscle volumes and strength deficits of the knee extensors and flexors in people with chronic hemiparesis compared to a healthy group. Fifteen individuals with chronic stroke and fifteen healthy individuals took part in this study. Motor function, quadriceps and hamstring muscle volume (MV), maximal concentric and eccentric contractions of the knee extensors and flexors, and their correlations were obtained. The quadriceps muscle of the paretic limb showed a 24% reduction in MV when compared to the contralateral non-paretic limb ($P<0.001$). The peak torque of the paretic limb knee extensors and flexors was reduced in both contraction modes and velocities when compared to the contralateral non-paretic limb (36-66%; $P<0.001$) and to the control group (48-77%; $P<0.001$). The contralateral non-paretic limb also showed a decreased extensor and flexor peak torque in comparison with the control group (16-23%; $P<0.05$). Power results were similar to peak torque. There were significant correlations between motor function and strength deficits. Paretic and non-paretic limbs showed deficits in torque generation. With regard to muscle mass, there was a difference between quadriceps and hamstring response. There was no disuse atrophy, however this did not prevent extensor torque and power reduction.

Key words: hemiparesis, muscle volume, MRI scans, muscle weakness, muscle strength, isokinetic dynamometer.

2.3 Introdução

O AVE é um problema mundial de saúde (LESSA, 1999; WILLIAMS, 2001) devido ao impacto na qualidade de vida, ao aumento nos fatores de risco associados à quedas, bem como às complicações sistêmicas observadas em indivíduos com hemiparesia (RAYAN, DOBROVOLNY, SILVER *et al*, 2000; MACKO, SMITH, DOBROVOLNY *et al*, 2001). De acordo com Macko *et al* (2001) a capacidade física dos indivíduos pós AVE é 40 % menor quando comparada a indivíduos normais, de mesma idade, devido à perda de massa e a fraqueza muscular que, conseqüentemente, levam a déficits funcionais. Essas alterações aumentam com a idade, deixando o indivíduo mais sedentário e dependente, especialmente em relação à locomoção.

Dentre as habilidades funcionais dos hemiparéticos, a atividade de marcha é uma das mais acometidas (OLNEY e RICHARDS, 1996). Os dois prejuízos imediatos de maior significância para o desempenho da marcha são: a graduação inadequada do movimento e a diminuição da força ou da capacidade de gerar contração voluntária de alguns grupos musculares. A redução da força muscular é conseqüente à redução na ativação de unidades motoras, diminuição no número de unidades motoras ativas e alterações inerentes do músculo, como a atrofia muscular. (MC COMAS, 1994; OLNEY e RICHARDS, 1996; LINDQUIST, PRADO, BARROS *et al*, 2007).

Esclarecimentos ainda são necessários com relação ao grau de atrofia ao longo de um grupo muscular e sua possível relação com os déficits de força nesses indivíduos. Além disso, estudos que avaliam a relação existente entre as alterações musculares decorrentes do AVE são raros na literatura, e na maioria dos casos, não inclui um grupo controle saudável para comparação (LIEBER, STEINMAN, BAR ASH *et al*, 2004).

Estudos com biópsia muscular em humanos, em indivíduos com paresia, têm demonstrado um grau de atrofia na fibra muscular parética (HACHISUKA, UMEZU, OGATA, 1997; MARBINI, FERRARI, CIONI *et al*, 2002; LIEBER, STEINMAN, BAR ASH *et al*, 2004). Entretanto, seus resultados são inconclusivos, visto que utilizam fragmentos musculares na tentativa de representar o músculo como um todo, não oferecendo parâmetros para definir se há uniformidade na atrofia ao longo de um grupo muscular (LIEBER, STEINMAN, BAR ASH *et al*, 2004). Com relação a como a atrofia muscular tem sido mensurada, isto é, através de biopsias, áreas de secção transversa (AST) ou VMs, observam-se dramáticas diferenças entre os estudos, com resultados variando desde a ausência de atrofia

muscular (SUNNERHAGEN, SVANTERSSON, LONN et al, 1999; HACHISUKA, UMEZU, OGATA, 1997; MARBINI, FERRARI, CIONI et al, 2002) a grandes diferenças entre os membros parético e contralateral (RYAN, DOBROVOLONY, SMITH et al, 2002; METOKI, SATO, OKUMURA et al, 2003; PLOUTZ-SNYDER, CLARK, LOGAN et al, 2006).

Na tentativa de investigar a atrofia muscular por meio de experimentos não invasivos, Ryan et al (2002) sugerem que a Tomografia Computorizada (TC) é significativamente mais sensível para detectar diferenças no grau de atrofia entre os membros, sugerindo que a atrofia medida por *dual-energy x-ray absorptiometry* (DXA) pode revelar uma subestimação grosseira da atrofia muscular real. Assim sendo, a TC (RYAN, DOBROVOLONY, SMITH et al, 2002; METOKI, SATO, OKUMURA et al, 2003) e a RNM (PLOUTZ-SNYDER, CLARK, LOGAN et al, 2006) têm sido utilizadas para calcular ASTs e VMs. Considerando que a RNM oferece uma melhor resolução de imagem do que a TC, seria o método ideal para medições detalhadas e precisas do VM.

A força muscular é uma medida difícil de ser quantificada em indivíduos com Lesão do Sistema Nervoso Central (SNC). Há algum tempo atrás, os métodos científicos para medir a força muscular em indivíduos com hemiparesia eram muito subjetivos. Em geral, eram realizados por meio de testes manuais (TRIPP e HARRIS, 1991). Atualmente, os dinamômetros isocinéticos têm sido utilizados com esse objetivo em grupos de indivíduos com lesões do SNC (POHL, STARTZELL, DUNCAN et al, 2000), especialmente em indivíduos com hemiparesia causada por AVE (POHL, STARTZELL, DUNCAN et al, 2000; ENG, KIM, MACINTYRE, 2002; HSU, TANG, JAN, 2002; DEHKORDI, TALEBIAN, OLYAEI et al, 2008).

Alguns pesquisadores relataram relações entre a força muscular, medida através do equipamento isocinético, e o nível de habilidade dos hemiparéticos, sugerindo que o torque gerado por um grupo muscular poderia ser usado como um indicador da capacidade funcional (TRIPP e HARRIS, 1991; BOHANNON, 1992; PERRY, GARRETT, GRONLEY, 1995). Por exemplo, a fraqueza muscular dos extensores do joelho, em indivíduos com hemiparesia, estaria relacionada às alterações na capacidade de marcha (SUZUKI, NAKAMURA, YAMADA et al, 1990; BOHANNON & ANDREWS, 1990; BOHANNON, 1992; PERRY, GARRETT, GRONLEY, 1995). Por outro lado, poucos estudos têm avaliado a função muscular dos flexores do joelho nessa população (SHARP e BROWER, 1997).

Devido à relevância da força muscular para a realização das atividades de vida diária, alguns estudos mensuraram o grau de atrofia muscular nessa população (RYAN,

DOBROVOLONY, SMITH et al, 2002; METOKI, SATO, OKUMURA et al, 2003) enquanto outros investigaram a relação entre a atrofia muscular e torque articular isocinético (SUNNERHAGEN, SVANTERSSON, LONN et al, 1999; PLOUTZ-SNYDER, CLARK, LOGAN et al, 2006). No entanto, estes estudos não analisaram grupos musculares específicos e seus respectivos antagonistas. Segundo alguns autores (SINKJAER e MAGNUSSOM, 1994; DAVIES, MAYSTON, NEWHAM, 1996; LINDSTROM, 1997), os déficits na relação agonista/antagonista estão associados à instabilidade e ao risco de lesões no joelho. Em indivíduos com hemiparesia, a instabilidade articular pode representar risco de quedas, fraturas, insegurança e dependência funcional. Apesar de estudos que investiguem a relação agonista/antagonista em hemiparéticos (DAVIES, MAYSTON, NEWHAM, 1996) serem raros (LINDSTROM, 1997), há evidências de atividade antagonista anormal entre os músculos quadríceps e isquiotibiais em indivíduos com paresia espástica. Entretanto, esses estudos não fornecem dados detalhados sobre a morfologia ao longo da extensão desses grupos musculares, bem como não comparam os resultados com um grupo controle saudável (SUNNERHAGEN, SVANTERSSON, LONN et al, 1999; PLOUTZ-SNYDER, CLARK, LOGAN et al, 2006).

Alguns estudos relataram a redução da força muscular no membro contralateral à paresia (SINKJAER e MAGNUSSOM, 1994; DAVIES, MAYSTON, NEWHAM, 1996; LINDSTROM, 1997). De acordo com esses estudos, essa redução pode estar associada ao fato de que 10% das vias corticais descendentes não cruzam para o lado contralateral à lesão (SINKJAER e MAGNUSSOM, 1994; DAVIES, MAYSTON, NEWHAM, 1996; LINDSTROM, 1997; SUNNERHAGEN, SVANTERSSON, LONN et al, 1999). Além disso, as mudanças resultantes da inatividade que ocorre pós-AVE também podem afetar o membro contralateral. Dessa forma, o membro contralateral não pode ser considerado saudável, bem como ser utilizado como controle em estudos comparativos. Os déficits de força no membro parético podem ser ainda mais expressivos do que os apresentados pela literatura atual, tendo sido subestimados quando comparados apenas com o membro contralateral.

Há carência de estudos que forneçam informações detalhadas sobre os déficits morfológicos e funcionais, dos músculos extensores e flexores do joelho, dos membros parético e contralateral pós-AVE. Além disso, os estudos não comparam os indivíduos com hemiparesia a um grupo controle saudável. Assim sendo, o objetivo deste estudo foi investigar a atrofia muscular e os déficits de força dos músculos quadríceps e isquiotibiais (extensores e flexores do joelho, respectivamente) em indivíduos com hemiparesia crônica comparados a

um grupo controle saudável. Verificamos também as possíveis correlações entre o VM, as variáveis isocinéticas e testes funcionais.

2.4 Métodos

2.4.1 Sujeitos

Quinze sujeitos (cinco mulheres e dez homens) com hemiparesia crônica decorrente de AVE fizeram parte do estudo, (Tabela 1). Dez sujeitos apresentavam hemiparesia direita, e cinco hemiparesia esquerda, causadas por isquemia (n = 13) ou hemorragia intracerebral (n = 2). O grupo controle foi composto por quinze sujeitos saudáveis (BOOTH e LEES, 2006) (cinco mulheres e dez homens), de idade e sexo pareados com o grupo hemiparético (Tabela 1).

Tabela 1: Caracterização dos grupos hemiparéticos e controle.

	Hemiparético	Controle
Idade (anos)	55.1 (8.5)	54.6 (8.6)
Altura (metros)	1.66 (0.05)	1.69 (0.08)
Massa corporal (kg)	69.9 (12.8)	69.67 (11.1)
Índice de massa corporal (kg/m²)	25 (4)	24 (4)
Tempo de lesão (meses)	51 (31.8)	-----

Os valores estão representados em média (DP).

DP: desvio padrão

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da UFSCar (Anexo A), e todos os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B).

A espasticidade dos sujeitos foi avaliada através da Escala de Ashworth Modificada (EAM) (BOHANNON e SMITH, 1987) (Anexo B). A capacidade de locomoção foi avaliada através da *Functional Ambulation Category test* (FAC) (WADE, 1992) (Anexo C).

Os critérios de inclusão do grupo hemiparético foram: tempo de lesão superior a seis meses; espasticidade classificada abaixo do nível 3 de acordo com a EAM, permitindo aos indivíduos realizar o teste isocinético; e capacidade de locomoção classificada nos níveis 2, 3 ou 4 de acordo com a FAC.

Os critérios de exclusão foram considerados para os dois grupos: sinais clínicos de insuficiência cardíaca, arritmias ou angina pectoris; outras doenças ortopédicas ou neurológicas que comprometessem a coleta de dados através da RNM e do teste isocinético; e deficiências cognitivas ou de comunicação. Indivíduos com antecedentes de lesão no joelho ou nos músculos dos membros inferiores também foram excluídos.

2.4.2 Função Motora

A função motora foi realizada por um único avaliador através do Rivermead (COLLEN, WADE, BRADSHAW, 1990) (Anexo D), uma ferramenta de medida amplamente utilizada para avaliar sujeitos que sofreram AVE. Esta escala mistura deficiências (membros superiores, inferiores e tronco) e incapacidades (função geral). O avaliador aplica os testes dos itens em ordem de dificuldade e permite três tentativas para cada item. É dado um ponto se o paciente consegue realizar a atividade ou zero se ele não é capaz. O intervalo de pontuação é de 0 a 13 para a seção “função geral”, de 0 a 10 para “membros inferiores e tronco”, e de 0 a 15 para a seção “membros superiores”.

2.4.3 Cálculo do volume muscular através de Ressonância Nuclear Magnética

Imagens axiais dos músculos quadríceps e isquiotibiais foram obtidas através de RNM, usando um equipamento ToRM 0.5. Imagens em T1 foram obtidas a partir do côndilo femoral até a região proximal da coxa (Figura 1A) com espessura de 8 mm, com um intervalo de 1 mm, a 26 ms de tempo de eco, e com um tempo de repetição de 430 ms. Trinta e uma imagens (cortes) da coxa foram obtidas, em uma matriz de 256 x 256 *pixels*. Durante a aquisição, os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal e foram orientados a não se mexerem e a manterem o membro de forma mais relaxada possível.

ASTs foram analisadas a cada 3.2 cm, conforme proposto por Tracy et al (2003), para estimar o VM. As ASTs foram mensuradas em cm^2 usando o software Axiovision (versão 3.0), que automaticamente converte os dados de *pixels* para cm^2 . As bordas externas dos músculos quadríceps e isquiotibiais foram delineadas incluindo seus quatro feixes (Figura 1B). A gordura intermuscular foi excluída nos contornos. Nos cortes axiais em que não houve continuidade entre os feixes musculares de cada grupo, as ASTs foram delineadas individualmente e somadas para obter o valor total da AST no respectivo nível. Em cada corte axial, cada grupo muscular foi medido três vezes, pelo mesmo investigador, cegos para a identificação dos grupos de sujeitos, e o valor médio das três medidas foi considerado para a análise. O volume de cada grupo muscular, em cada corte axial (cm^3), foi calculado multiplicando-se a AST pela espessura (0,8 cm). O volume dos intervalos foi calculado utilizando a fórmula de cone truncado (ROSS, RISSANNEN, PEDWELL et al, 1996; TRACY, IVEY, METTER et al, 2003). Os volumes dos cortes axiais e dos intervalos foram somados para obter o VM total do quadríceps e dos isquiotibiais.

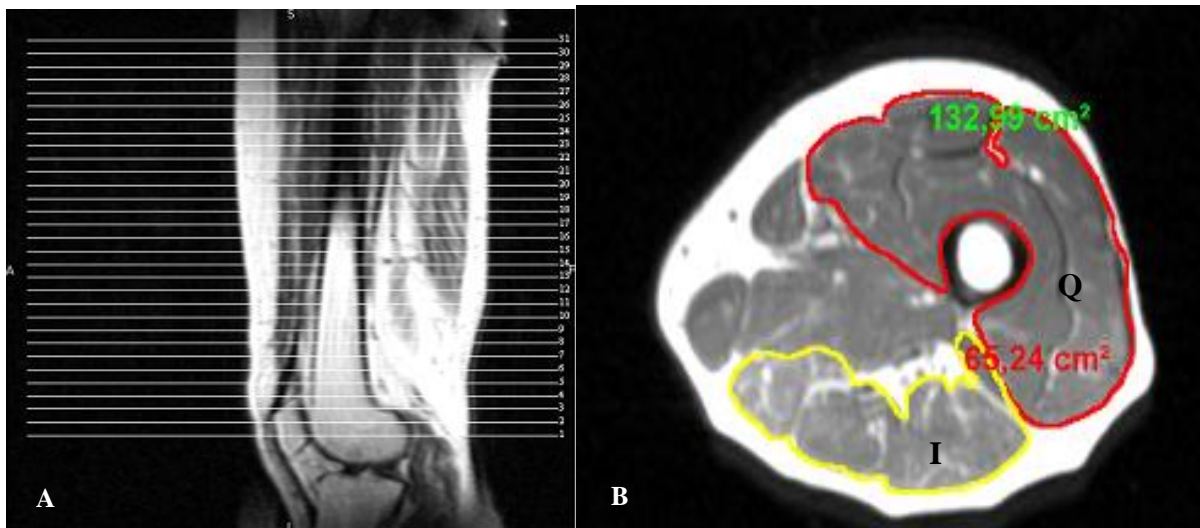


Figura 1. RNM. Trinta e um níveis axiais adquiridos do côndilo femoral à região proximal da coxa (A). Delineamento dos músculos quadríceps (Q) e isquiotibiais (I) (B).

2.4.4 Avaliação isocinética

Foram obtidas contrações concêntricas e excêntricas máximas, nas velocidades de $60^\circ/\text{s}$ e $120^\circ/\text{s}$, nos movimentos de extensão e flexão do joelho, através do dinamômetro isocinético Biodex System III. Para tanto, os indivíduos permaneceram sentados em uma cadeira reclinada em 5° , com cintos cruzados que estabilizavam o tronco. Da mesma forma, o quadril e a coxa foram firmemente fixados à cadeira do dinamômetro (Figura 2A). O eixo de rotação do braço de alavanca do dinamômetro foi alinhado com o côndilo femoral lateral e a perna foi fixada ao braço de alavanca do dinamômetro acima do maléolo lateral (Figura 2B).



Figura 2. Posicionamento dos sujeitos para a avaliação isocinética. Estabilização do tronco, quadril e coxa na cadeira do dinamômetro (A). Eixo de rotação do braço de alavanca do dinamômetro alinhado com o côndilo femoral lateral e a parte inferior da perna fixada ao braço de alavanca, acima do maléolo lateral (B).

As avaliações isocinéticas foram precedidas por um aquecimento de 10 minutos em bicicleta estacionária e séries de alongamentos dos músculos extensores e flexores do joelho. O aquecimento foi realizado em intensidade (carga) e velocidade baixas. Os sujeitos foram instruídos a pedalar continuamente por 10 minutos em um ritmo confortável. Sinais de fadiga não foram observados ou relatados durante e após o período de aquecimento. Os músculos

quadríceps, isquiotibiais e tríceps sural foram submetidos, bilateralmente, a três séries de 30 segundos de alongamento passivo.

Para a aquisição dos dados isocinéticos, a amplitude de movimento (ADM) dos testes foi fixada entre 20° e 90°, sendo considerado 0° a extensão total do joelho. Antes das trocas dos modos e velocidades de contração, os sujeitos realizaram três repetições dos movimentos de extensão e flexão do joelho, com resistência mínima, a fim de se familiarizarem com o equipamento. Essas familiarizações eram seguidas de 1.5 minutos de descanso. Em seguida, os sujeitos realizaram cinco contrações máximas sucessivas seguidas de 1.5 minutos de descanso. A seqüência de coleta dos dados foi: contrações concêntricas a 60°/s; contrações concêntricas a 120°/s; contrações excêntricas a 60°/s e, finalmente, contrações excêntricas a 120°/s. O membro contralateral não-parético e o membro dominante do grupo controle foram testados primeiro. Durante os testes, o avaliador pedia aos sujeitos que empurrassem e puxassem a alavanca com a maior força e velocidade possível durante toda a ADM do movimento. As variáveis pico de torque e potência foram calculados automaticamente pelo software Biodex System III, e os valores foram apresentados em seu relatório.

2.4.5 Análise Estatística

Os dados foram submetidos a testes de homogeneidade e normalidade (Levene e Shapiro-Wilk, respectivamente). Uma análise de variância de duas vias (ANOVA *two way*) foi realizada para verificar as possíveis interações entre os fatores: dominância dos membros inferiores (dominante e não dominante) e condição (parética, contralateral não-parética, e normal). Considerando que não houve interação entre os fatores, foram observadas as diferenças entre grupos (parético, contralateral não-parético e controle).

As variáveis dependentes analisadas foram: VM, pico de torque e potência normalizados. O *post hoc* de Tukey foi aplicado quando necessário. A correlação de Pearson foi utilizada para verificar a relação entre o VM e os picos de torque extensor e flexor. Foi considerado o nível de significância de 0.05, com um intervalo de confiança (IC) de 95% para todos os testes estatísticos, que foram realizadas no programa SPSS (versão 10.0).

2.5 Resultados

2.5.1 Pontuação média da função motora avaliada através do Rivermead

A avaliação da função motora através do Rivermead apresentou uma baixa pontuação média [47% (14%)]. A pontuação mais alta alcançada foi para a função geral [75% (14%)]. Com relação à função de membros inferiores e tronco a pontuação foi de 57% (18%). O menor percentual foi obtido para a função de membros superiores [16% (24%)]. A baixa pontuação para membros inferiores e tronco é indicativa de mau desempenho funcional, especialmente em atividades que requerem maior controle motor do membro inferior como as atividades de passar de sentado para a posição em pé, de flexionar o joelho acometido, bem como controlar o quadril e o joelho durante o suporte de peso sobre o membro afetado. Não houve correlação entre a pontuação de tronco e membros inferiores e a atrofia do músculo quadríceps ($p > 0.05$). No entanto, houve correlação entre essa pontuação e os déficits no pico de torque do membro parético para: a contração concêntrica a 60 °/s (extensores: 0.62, $p = 0.013$; flexores: 0.60, $p = 0.017$) e 120°/s (extensores: 0.53, $p = 0.04$; flexores: 0.61, $p = 0.016$), e para o modo de contração excêntrica a 60 °/s (extensores: 0.69, $p = 0.004$; flexores: 0.59, $p = 0.02$) e 120 °/s (extensores: 0.71, $p = 0,003$; flexores: 0.69, $p = 0.005$). Os testes de correlação mostraram que as deficiências no membro inferior parético contribuem para uma baixa pontuação total.

2.5.2 Volume Muscular

O músculo quadríceps do membro parético teve uma redução de 24% (10%) no VM, quando comparado ao membro contralateral não-parético (IC = -589.83, -973.49, -206.24; $p = 0,001$; Figura 3A). Quando comparado ao grupo controle, não houve diferença significativa. Não foram encontradas diferenças entre o membro contralateral não-parético e o grupo controle. Com relação aos músculos isquiotibiais, não houve diferença no VM entre os membros e entre os grupos. ($P > 0,05$; Figura 3B).

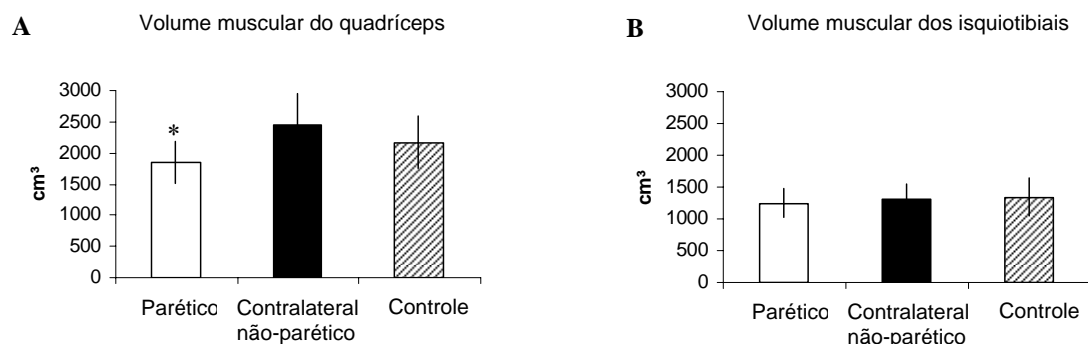


Figura 3. Volume muscular do quadríceps (A) e dos isquiotibiais (B) dos grupos hemiparéticos e controle, obtidos por RNM. (* $P < 0.01$; A).

2.5.3. Variáveis isocinéticas

As variáveis isocinéticas estão apresentadas como percentual do déficit entre os membros parético, contralateral não-parético e grupo controle, nos modos concêntrico e excêntrico nas velocidades de 60 e 120 °/s (Tabela 2).

2.5.3.1 Pico de torque articular

O pico de torque extensor do joelho do membro parético apresentou-se reduzido, para ambos os modos de contração e velocidades, quando comparado ao membro contralateral não-parético e ao grupo controle. O membro contralateral não-parético também apresentou redução nessa variável quando comparado ao grupo controle (Figura 4A; Tabela 2).

O pico de torque flexor do membro parético apresentou-se reduzido, para ambos os modos de contração e velocidades, quando comparado ao membro contralateral não-parético e ao grupo controle. O membro contralateral não-parético também apresentou um pico de torque flexor reduzido em comparação ao grupo controle (Figura 4B; Tabela 2).

Tabela 2: Variáveis isocinéticas dos grupos hemiparético e controle.

		Condições								
		Parética vs. Contralateral			Parética vs. Controle			Contralateral vs. Controle		
		95% IC	Déficit (%)	<i>P</i>	95% IC	Déficit (%)	<i>P</i>	95% IC	Déficit (%)	<i>P</i>
Pico de torque (N/m/kg)	Extensão									
	Con 60°/s	-96.6 (-130.6, -62.6)	58% (22%)	<i>P</i> <0.001	-132.7(-162.2,-103.6)	67% (17%)	<i>P</i> <0.001	- 36.2 (-65.6, -6.7)	20% (8%)	<i>P</i> =0.013
	Con 120°/s	-84.3 (-109.9, -58.8)	60% (20%)	<i>P</i> <0.001	-112.4 (-134.5, -90.3)	68% (15%)	<i>P</i> <0.001	-28.1 (-50.2, -6.0)	16% (6%)	<i>P</i> =0.009
	Exc 60°/s	-101.2 (-154.8, -47.4)	47% (25%)	<i>P</i> <0.001	-155.2(-201.8,-108.7)	59% (23%)	<i>P</i> <0.001	-54.1 (-100.6, -7.6)	19% (8%)	<i>P</i> =0.019
	Exc 120°/s	-80.3 (-136.6, -23.9)	39% (24%)	<i>P</i> <0.001	-136.7 (-185.4, -87.9)	53% (24%)	<i>P</i> <0.001	-56.4 (-105.2, -7.6)	20% (8%)	<i>P</i> =0.02
	Flexão									
	Con 60°/s	-46.8 (-67.3, -26.5)	66% (26%)	<i>P</i> <0.001	-82.0 (-99.7,-64.3)	77% (23%)	<i>P</i> <0.001	-35.1 (-52.8, -17.4)	23% (11%)	<i>P</i> <0.001
	Con 120°/s	-47.2 (-63.5, -3.68)	65% (21%)	<i>P</i> <0.001	-65.0 (-79.2, -50.9)	72% (23%)	<i>P</i> <0.001	-17.8 (-31.9, -3.7)	19% (8%)	<i>P</i> =0.01
Exc 60°/s	-49.5 (-80.6, -18.9)	38% (21%)	<i>P</i> <0.001	-80.9 (-107.4, -54.5)	48% (19%)	<i>P</i> <0.001	-31.4 (-57.9, -4.9)	16% (7%)	<i>P</i> =0.016	
Exc 120°/s	-46.8 (-76.9, -16.7)	36% (19%)	<i>P</i> <0.001	-77.3 (-103.6, -51.2)	48% (17%)	<i>P</i> <0.001	-30.5 (-56.6, -4.4)	16% (7%)	<i>P</i> =0.018	
Potência (watts)	Extensão									
	Con 60°/s	-40.6 (-60.6, -20.6)	59% (21%)	<i>P</i> <0.001	-64.6 (-81.9, -47.2)	67% (18%)	<i>P</i> <0.001	-23.9 (-41.3, -6.6)	20% (8%)	<i>P</i> =0.004
	Con 120°/s	-73.4 (-101.8, -45.1)	66% (15%)	<i>P</i> <0.001	-98.2 (-122.7, -73.6)	70% (17%)	<i>P</i> <0.001	-24.7 (-49.3, -16.6)	12% (6%)	<i>P</i> =0.004
	Exc 60°/s	-----	-----	<i>P</i> >0.05	-44.9 (-62.3,-26.9)	76% (18%)	<i>P</i> <0.001	-29.6 (-47.3, -11.9)	34% (12%)	<i>P</i> <0.001
	Exc 120°/s	-----	-----	<i>P</i> >0.05	-70.2 (-95.0, -45.3)	78% (19%)	<i>P</i> <0.001	-48.5 (-73.3, -23.6)	50% (22%)	<i>P</i> <0.001
	Flexão									
	Con 60°/s	-21.4 (-34.5, -8.1)	69% (17%)	<i>P</i> =0.001	-39.2 (-50.6, -27.7)	75% (14%)	<i>P</i> <0.001	- 17.7 (-29.2, -6.3)	18% (6%)	<i>P</i> =0.001
	Con 120°/s	-40.3 (-59.8, -20.8)	76% (17%)	<i>P</i> <0.001	-64.4 (-81.3, -47.5)	79% (19%)	<i>P</i> <0.001	-24.0 (-40.9, -7.12)	13% (6%)	<i>P</i> =0.003
Exc 60°/s	-24.6 (-43.6, -5.5)	45% (21%)	<i>P</i> =0.008	-46.7 (-63.2, -30.2)	55% (19%)	<i>P</i> <0.001	-22.1 (-38.6, -5.6)	15% (6%)	<i>P</i> =0.006	
Exc 120°/s	-43.5 (-77.1, -9.9)	35% (22%)	<i>P</i> =0.008	-84.4 (-113.5, -55.4)	50% (20%)	<i>P</i> <0.001	-40.9 (-70.0, -11.8)	15% (7%)	<i>P</i> =0.004	

Os valores estão representados em média e desvio padrão da porcentagem de déficit entre as condições.

Con = contração concêntrica; Exc = contração excêntrica. 95% IC = intervalo de confiança.

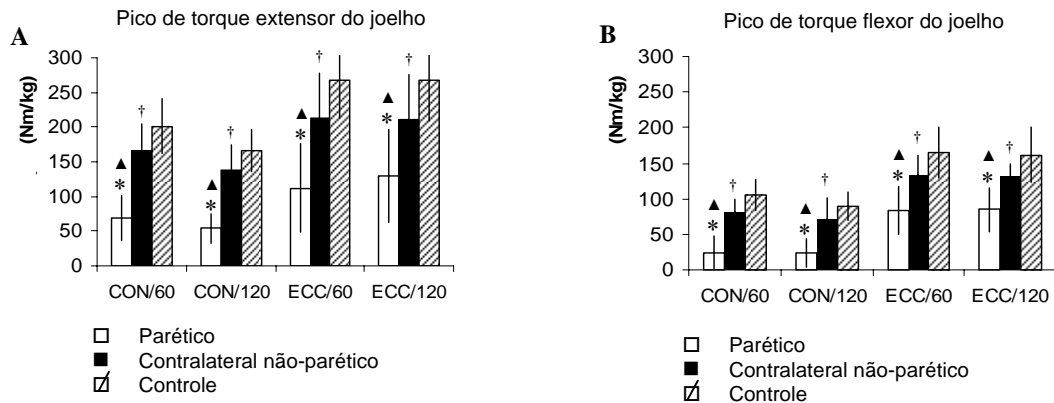


Figura 4. Pico de torque extensor (A) e flexor (B) do joelho durante contrações musculares máximas, nos modos concêntrico e excêntrico, nas velocidades de 60°/s e 120°/s para os grupos hemiparéticos e controle. * representam diferenças entre os membros parético e contralateral não-parético; ▲ representam diferenças entre os membros parético e controle; † representam diferenças entre os membros contralateral não-parético e controle.

2.5.3.2 Potência

A potência dos extensores do joelho do membro parético apresentou-se reduzida na contração concêntrica quando comparada ao o membro contralateral não-parético, nas velocidades de 60°/s e 120°/s, e quando comparado ao grupo controle em ambos os modos de contração e velocidades. O membro contralateral não-parético também apresentou uma redução na potência quando comparado ao grupo controle para ambos os modos de contração e velocidades (Figura 5A; Tabela 2).

A potência dos flexores do joelho do membro parético apresentou-se reduzida quando comparada ao membro contralateral não-parético e ao grupo controle, para ambos os modos de contração e velocidades. O membro contralateral não-parético também apresentou uma redução na potência quando comparado ao grupo controle (Figura 5B; Tabela 2).

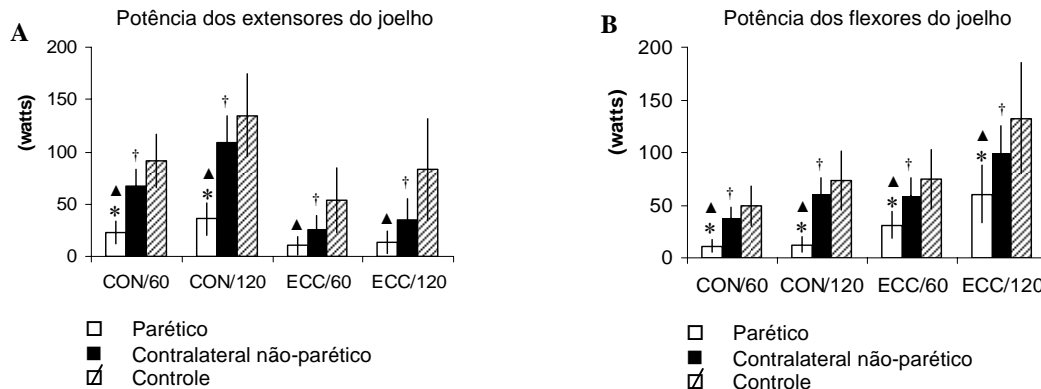


Figura 5. Potência dos extensores (A) e flexores (B) do joelho durante contrações musculares máximas, nos modos concêntrico e excêntrico, nas velocidades de 60°/s e 120°/s para os grupos hemiparéticos e controle. * representam diferenças entre os membros parético e contralateral não-parético; † representam diferenças entre os membros parético e controle; ‡ representam diferenças entre os membros contralateral não-parético e controle.

2.5.4 Correlação entre o volume muscular e o pico de torque articular

O coeficiente de correlação de Pearson mostrou que há correlação entre a redução no VM do quadríceps e os déficits no pico de torque extensor de contrações concêntricas, nas velocidades de 60°/s (0.69, $P = 0.004$) e 120°/s (0.67, $P = 0.006$) e de contrações excêntricas a 60°/s (0.69, $P = 0.004$) e 120°/s (0.75, $P = 0.001$). Não houve correlação entre VM e pico de torque flexor do joelho.

2.6 Discussão e conclusões

Este estudo investigou o grau de atrofia através do VM do quadríceps e dos isquiotibiais em indivíduos com hemiparesia crônica. Além disso, variáveis isocinéticas foram analisadas para verificar a possível existência de correlações entre o VM e os déficits de pico de torque articular.

O músculo quadríceps femoral apresentou atrofia na avaliação do VM, o que pode ter contribuído para o torque articular reduzido no membro parético, uma vez que foi encontrada correlação entre o grau de atrofia desse músculo e o déficit no pico de torque extensor do joelho parético. Em contrapartida, Sunnerhagen et al (1999) apesar de não terem encontrado atrofia muscular, verificaram um pico de torque extensor do joelho reduzido e uma relação entre a massa muscular do vasto lateral, avaliada por biópsia e TC e o torque extensor do joelho em indivíduos com hemiparesia crônica. A diferença entre os resultados do presente estudo, comparados ao de Sunnerhagen et al (1999), pode estar relacionada aos diferentes métodos utilizados para avaliação da massa muscular. Os autores realizaram biópsia e TC somente do músculo vasto lateral e em apenas um nível de seu comprimento total. Foi utilizado o mesmo nível para obtenção da imagem de TC e do fragmento da biópsia para calcular a áreas totais dos membros parético e contralateral não-parético. Por outro lado, o presente estudo avaliou o VM para dos grupos quadríceps e isquiotibiais, que são os principais extensores e flexores do joelho, respectivamente, e comparou a um grupo controle.

Metoki et al (2003) relataram uma diminuição de 22% no VM da coxa do membro parético quando comparado ao contralateral, medido através de TC. Este estudo calculou o VM todos os músculos que compõem a coxa, entretanto não comparou os resultados com um grupo controle. O presente estudo, ao contrário, avaliou o VM do quadríceps e dos isquiotibiais separadamente e mostrou que a atrofia muscular foi restrita ao quadríceps (24%) quando comparado ao membro contralateral não-parético. Além disso, a avaliação de um grupo controle permitiu observar que não havia atrofia significativa no membro contralateral não-parético quando comparado ao grupo controle, possivelmente devido a uma sobrecarga exercida nesse membro. Assim, apesar da diminuição nas atividades da vida diária desses indivíduos, não há evidência de atrofia no membro contralateral não-parético. Jorgensen et al (2001) relataram que a massa magra diminui significativamente em ambos os membros parético e contralateral não-parético nos primeiros dois meses após a lesão encefálica, mas que, apesar da atrofia muscular ser sustentada no membro parético durante os meses seguintes, a massa muscular do membro contralateral não-parético vai sendo recuperada. Isso ocorre, possivelmente, devido ao aumento na utilização desse hemisfério. Além disso, relataram que, nos indivíduos em que a lesão encefálica não foi tão grave, a massa magra do membro contralateral não-parético pode até apresentar um aumento (JORGENSEN, JACOBSEN, 2001).

Em contrapartida, quando observado o VM dos isquiotibiais, verificou-se que a massa muscular desse grupo não foi afetada pela hemiparesia. A ausência de atrofia muscular e a presença de torque flexor reduzido sugerem um possível envolvimento de déficits neurais (SUNNERHAGEN, SVANTERSSON, LONN et al, 1999; SHARP e BRAWER, 1997). Plutz-Snyder et al (2006) também não identificaram nenhuma relação entre atrofia e torque muscular na avaliação do músculo bíceps braquial de hemiparéticos. Assim sendo, parece que o grau de atrofia causado pela paresia varia dentre os diferentes grupos musculares.

Os resultados do pico de torque articular mostraram que os músculos extensores e flexores do joelho, de ambos os membros, estão prejudicadas em indivíduos com hemiparesia. Ambos os membros parético e contralateral não-parético apresentaram os torques flexores e extensores do joelho reduzidos quando comparados ao grupo controle, com maior porcentagem de déficit no membro parético. Este padrão de déficit no torque articular em ambos os membros parético e contralateral tem sido reportado como um prejuízo típico de indivíduos com hemiparesia decorrente de AVE (KNUTSSON e MARTENSSON, 1980; NAKAMURA, HOSOKAWA, TSUJI, 1985; ENGARDT, KNUTSSON, JONSSON et al, 1995; SUNNERHAGEN, SVANTERSSON, LONN et al, 1999). Os autores explicam que 10% das vias corticais descendentes não cruzam para o lado oposto da lesão, fato que foi confirmado por Sinkjaer Magnusson et al (1994). Esses autores também encontraram uma maior resistência à movimentação passiva da articulação do tornozelo do lado contralateral à paresia. No presente estudo, a comparação com o grupo controle permitiu uma análise mais detalhada dos déficits de força do membro contralateral não-parético. Esta análise mostrou que o desempenho desses músculos foi inadequado, conforme já sugerido por outros autores (SINKJAER e MAGNUSSON, 1994; SUNNERHAGEN, SVANTERSSON, LONN et al, 1999). Dessa forma, pode-se concluir que o membro contralateral não-parético não deve ser usado como controle.

No presente estudo, os déficits musculares também foram encontrados tanto para contrações concêntricas quanto excêntricas, e em ambos os membros do grupo hemiparético. Segundo Dvir (1995), há uma redução de 10% no torque concêntrico de indivíduos hemiparéticos, enquanto que o torque excêntrico estaria normal. No entanto, o presente estudo mostrou não só uma redução média de 51% no torque concêntrico, mas também uma redução de 36% no torque excêntrico dos extensores e flexores do joelho dos membros parético e contralateral não-parético. Estes resultados contrastam com Dvir (1995) e Clark et al (2006), que

encontraram um torque excêntrico preservado, provavelmente devido a diferenças nos protocolos isocinéticos e na análise dos dados em relação ao presente estudo. Clark et al (2006) obtiveram contração voluntária excêntrica máxima dos extensores do joelho do membro contralateral não-parético e de uma das pernas do grupo controle saudável, em velocidades que variaram de 30°/s a 180 °/s. Os dados de torque excêntrico foram normalizados pela máxima contração isométrica voluntária dos indivíduos e mostraram dados semelhantes entre os grupos avaliados.

O grupo hemiparético também apresentou um desempenho reduzido para ambas as velocidades avaliadas no estudo. O déficit de força nas duas velocidades foi similar, porém os músculos flexores do joelho tiveram um desempenho inferior nas contrações concêntricas comparados aos músculos extensores. Uma possível explicação seria a de que os músculos flexores do joelho não são tão sobrecarregados quanto os extensores nestes indivíduos, considerando que o músculo quadríceps desempenha uma função antigravitacional. Por outro lado, na contração excêntrica as porcentagens de déficits de força foram menores para os flexores do joelho quando comparados aos extensores. Estes resultados podem ser atribuídos a uma maior participação do tecido conjuntivo na geração de torque nas contrações excêntricas. Embora os estudos subseqüentes sejam necessários para investigar esta hipótese, relatos anteriores mostraram uma deficiente arquitetura funcional do tecido muscular, com prejuízos mecânicos e estruturais das fibras musculares (MIRBAGHERI, BARBEAU, LADOUCCER et al, 2001; LIEBER e FRIEDEN, 2002; LIEBER, STEINMAN, BAR ASH et al, 2004) e um aumento na quantidade de tecido conjuntivo desorganizado em indivíduos com paresia (BOOTH, CORTINA-BORJA, THEOLOGIS, 2001).

Os resultados do presente estudo também mostraram que a potência apresentou uma resposta semelhante à do pico de torque. A potência muscular poderia ser mais indicativa da capacidade funcional do que a força muscular (FOLDVARI, CLARK, LAVIOLETTE, et al, 2000) e pode ser muito relevante ao avaliar o desempenho muscular em indivíduos hemiparéticos. A potência é o resultado do trabalho muscular ao longo do tempo (potência = força x distância / tempo). Assim sendo, os dados sugerem que a relação entre força e velocidade está afetada pela fraqueza muscular, provavelmente por deficiências nos mecanismos de controle e recrutamento neural. Considerando que o deslocamento (distância) foi o mesmo para todas as contrações executadas, a potência muscular pode estar alterada pela reduzida produção de torque articular, bem como pelo prolongado desempenho da contração ao longo da ADM. Esse resultado

pode ser indicativo de déficits na ativação neural durante o desempenho dos movimentos de flexão e extensão do joelho. Um possível prejuízo na ativação muscular por mecanismos neurológicos pode resultar em um esforço voluntário insuficiente para a ativação plena e eficaz dos músculos e pode ser atribuído aos danos das vias motoras descendentes que ocorrem pós-AVE (WARD, 2004).

A pontuação média obtida na avaliação motora através do Rivermead foi inferior a 50%, o que indica baixa capacidade para realizar atividades de vida diária, especialmente devido à deficiência nas funções dos membros superiores e inferiores. Os membros inferiores e o tronco apresentaram um fraco desempenho, principalmente em atividades que exigem bom controle do membro inferior como: passar de sentado para a postura em pé, nas atividades em que é necessário flexionar o joelho acometido, bem como nas atividades em que um bom controle do joelho e do quadril são requeridos para suportar o peso no membro afetado. Resultados semelhantes foram relatados em um estudo prévio com hemiparéticos (ROUSSEAU, BUISSET, DAVELUY et al, 2008) e podem estar associados aos prejuízos na marcha e a dependência nas atividades da vida diária. A correlação encontrada, entre a baixa pontuação dos segmentos tronco e membros inferiores e os déficits de torque, sugere que o déficit na força muscular dos extensores e flexores do joelho afeta, diretamente, o desempenho das atividades funcionais da vida diária. A literatura tem apresentado relatos de relações entre a avaliação isocinética da força muscular e as habilidades funcionais dos indivíduos com hemiparesia crônica, sugerindo que o torque gerado por um grupo muscular poderia ser usado como um indicador da capacidade funcional (TRIPP e HARRIS, 1991; BOHANNON, 1992; PERRY, GARRET, GRONLEY et al, 1995). Tem sido relatado que a fraqueza muscular dos extensores do joelho em hemiparéticos está também relacionada às alterações na capacidade de marcha (SUZUKI, NAKAMURA, YAMADA et al, 1990; BOHANNON & ANDREWS, 1990; BOHANNON, 1992; PERRY, GARRET, GRONLEY et al, 1995), o que também pode ser sugerido pela interpretação dos resultados do presente estudo.

Uma contribuição importante do presente estudo foi o resultado da comparação do grupo hemiparético a um grupo controle. A partir dos resultados apresentados, é evidente que o membro contralateral não-parético está significativamente afetado. Aparentemente, o efeito de uma sobrecarga no membro contralateral não-parético impediu a atrofia muscular por desuso. Entretanto, esse fato não foi suficiente para evitar os déficits de força muscular.

No que diz respeito à geração de torque articular do joelho, pode-se concluir que ambos os membros parético e não-parético apresentaram fraqueza muscular correlacionada à incapacidade funcional. Quanto à massa muscular, o quadríceps e os isquiotibiais apresentam respostas diferentes em decorrência da hemiparesia. O membro contralateral não-parético não apresentou atrofia por desuso. No entanto, isso não impediu a diminuição da força de extensores e flexores. Uma explicação para a fraqueza muscular na ausência de atrofia é o déficit na ativação neural que ocorre em lesões do neurônio motor superior, devido aos prejuízos nas vias motoras descendentes. Outras explicações possíveis são as alterações mecânicas e estruturais inerentes do músculo e o aumento do tecido conjuntivo desorganizado, comprometendo a arquitetura funcional do tecido muscular, conforme relatado por Lieber et al (2004). Assim sendo, a reabilitação dessa população deverá ter como objetivo recuperar as habilidades funcionais, o mais rapidamente possível, considerando as alterações inerentes do músculo, pós-AVE.

Os resultados desse estudo trazem uma contribuição inovadora para a literatura em relação à morfologia e a função dos músculos extensores e flexores do joelho pós-AVE. Estes resultados também podem contribuir para o desenvolvimento de programas de intervenção, particularmente em relação a programas de alongamento e fortalecimento muscular e intervenções na marcha, com o objetivo de reabilitar essa população nas suas atividades de vida diária.

3 ESTUDO 2: TREINO DE MARCHA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL, EM PISO FIXO, ASSOCIADO À ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL EM HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS (Manuscrito submetido ao periódico *Physical Therapy*; Apêndice C)

3.1 Resumo

O sistema de suporte parcial de peso corporal (SPPC) associado à esteira e à estimulação elétrica funcional (EEF) tem sido proposto como uma estratégia no treinamento de marcha em hemiparéticos. No entanto, considera-se que o piso fixo é o tipo de superfície mais habitual de locomoção e que há pouca informação sobre os efeitos do treinamento de marcha nessa superfície em indivíduos com hemiparesia. Assim sendo, o objetivo do estudo foi investigar os efeitos de um treinamento de marcha, em piso fixo, associado ao SPPC e à EEF do nervo fibular comum, em hemiparéticos crônicos. Participaram do estudo 12 hemiparéticos crônicos. O sistema adotado foi o A₁-B-A₂, no qual A correspondeu ao treinamento de marcha em piso fixo com SPPC e B ao mesmo treinamento associado à EEF. Cada fase de treinamento foi realizada durante 45 minutos, três vezes por semana, durante seis semanas. Os indivíduos foram avaliados andando livremente com velocidade auto-selecionada e confortável antes e após cada fase do treinamento. Foram analisadas as variáveis: velocidade média de locomoção, comprimento do passo, comprimento, velocidade e duração da passada; duração dos períodos de apoio duplo inicial e final, apoio simples e balanço; ângulos máximos e mínimos e amplitude de movimento (ADM) dos segmentos pé, perna, coxa e tronco dos membros parético e não-parético. Houve um aumento na velocidade média [95 IC = -0.15 (-0.29, -1.9), P = 0.02] após a fase A₂ de treinamento. O comprimento do ciclo apresentou um aumento significativo após a fase A₁ [95CI = -0.13 (-0.25, -1.14), P = 0.03] e A₂ [95CI = -0.12 (-0.24, -7.7), P = 0.03]. A velocidade do ciclo também apresentou um aumento após a fase A₂ [95CI = -0.15 (-0.28, -1.9), P = 0.02]. Com relação às ADMs, houve aumento significativo entre as avaliações para o segmentos: perna, após as fases A₁ [95CI = -5.1 (-9.7, -0.5), P = 0.03]; coxa após as fases A₁ [95CI = -4.7 (-7.8, -1.5), P = 0.003] e A₂ [95CI = -4.1 (-7.2, -1.0), P = 0.008]. Concluímos que o treinamento com SPPC, em piso fixo,

foi efetivo na melhora de alguns aspectos da marcha e a associação à EEF não promoveu melhora adicional dos parâmetros mensurados.

Palavras chaves: Acidente Vascular Encefálico, intervenção, parâmetros espaço-temporais, ângulos segmentares, cinemática.

3.2 Abstract

Body weight support system (BWS) associated to treadmill and functional electrical stimulation (FES) has been proposed for gait training following stroke. Moreover, ground level is the most common locomotion surface, and there is little information about the effects of gait training on this kind of surface. The aim of this study was to investigate the effects of ground level gait training combining BWS and FES. Twelve people following chronic stroke. An A1-B-A2 system was applied; A1 and A2 corresponded to ground level gait training using BWS, and B corresponded to the same training associated to FES. The analyzed variables were: mean walking speed of locomotion; step length; stride length, speed and duration; initial and final double support duration; single-limb support duration; swing period; range of motion (ROM), maximum and minimum angles of foot, leg, thigh, and trunk segments. Mean walking speed increased [95CI = -0.15 (-0.29, -1.9), P = 0.02] after A2 phase. Stride length increased after the A1 [95CI = -0.13 (-0.25, -1.14), P = 0.03] and A2 phases [95CI = -0.12 (-0.24, -7.7), P = 0.03]. Stride speed increased after the A2 phase [95CI = -0.15 (-0.28, -1.9), P = 0.02]. Regarding the ROMs, there was a significant increase for: leg, after A1 phase [95CI = -5.1 (-9.7, -0.5), P = 0.03]; thigh after A1 [95CI = -4.7 (-7.8, -1.5), P = 0.003] and A2 phases [95CI = -4.1 (-7.2, -1.0), P = 0.008]. Ground level gait training using BWS was effective to improve some gait, and the association to FES did not provide any additional improvement in the measured parameters.

Key words: Stroke, intervention, spatial-temporal parameters, segmental angles, kinematics.

3.3 Introdução

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é a causa mais comum de disfunção neurológica na população adulta. Sua alta incidência, principalmente na população idosa e significativa taxa de sobrevivência (79%), corroboram para a necessidade de abordagens terapêuticas com o objetivo de melhorar o nível funcional e a qualidade de vida desses indivíduos, tendo em vista as seqüelas deixadas por este tipo de lesão (TEIXEIRA-SALMELA, AUGUSTO, SILVA et al, 2003).

As manifestações clínicas mais comuns envolvem alterações sensoriais, perceptivas, motoras, cognitivas e emocionais. Dentre as diversas manifestações clínicas, os danos motores como perda da capacidade de realizar o movimento voluntário, de fracionar os movimentos, redução na velocidade e eficiência da marcha e comprometimento do controle postural, são os mais comuns (OLNEY e RICHARDS, 1996; ASHBURN, 1997).

Devido a essas alterações, o hemiparético apresenta dificuldade em realizar tarefas funcionais, o que limita a sua independência nas atividades diárias e, portanto, a qualidade de vida. Dentre essas tarefas, a principal delas e a mais prejudicada é a marcha. Por esse motivo, a principal meta dentro de um programa de reabilitação é o restabelecimento da sua capacidade de andar (OLNEY & RICHARDS, 1996; TEIXEIRA-SALMELA, AUGUSTO, SILVA et al, 2003).

Apesar de haver preocupação com a recuperação do andar desses pacientes, diversos aspectos ainda precisam ser esclarecidos sobre as formas de intervenção mais apropriadas para a reabilitação da marcha.

O uso de colete suspenso acoplado a um SPPC tem sido utilizado para auxiliar o treino de marcha (HESSE, KONRAD, UHLENBROCK, 1999; BARBEAU, LAMONTAGNE, LADOUCCER et al, 2004; COELHO, ABRAHÃO, MATTIOLI, 2004; LINDQUIST, PRADO, BARROS et al, 2007; SOUSA, BARELA, PRADO-MEDEIROS et al, 2009). Essa técnica utiliza um colete similar a um pára-quedas modificado e é utilizado para suspender o indivíduo, diminuindo o suporte de peso nos membros inferiores e substituindo a deficiência no equilíbrio. O uso do colete acoplado ao SPPC tem sido associado à esteira motorizada, que estimula passos rítmicos e repetitivos (VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY et al., 1998), na tentativa de proporcionar simetria inter-membros, podendo melhorar as características espaço-temporais

da marcha (HESSE, WERNER, FRANKENBERG et al, 2003; LINDQUIST, PRADO, BARROS et al, 2007).

O colete e o sistema de SPPC, por sua vez, auxiliam na manutenção do corpo na posição vertical. Se o indivíduo assume uma postura de flexão, o colete pode ser ajustado até que o tronco fique ereto. Quando corretamente posicionado, o colete suporta uma porcentagem do peso corporal, permitindo ao indivíduo suportar o restante do seu peso adequadamente, sem o colapso do joelho ou excessiva flexão do quadril durante a fase de apoio simples do membro afetado (VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY et al., 1998; HESSE, WERNER, FRANKENBERG et al, 2003). Além disso, o sistema de SPPC proporciona melhor controle do equilíbrio e pouco risco de quedas (VAN HEDEL, TOMATIS, MULLER, 2006).

Sugere-se que a suspensão do peso corporal não exceda 30 a 40 % do peso total do indivíduo, com o objetivo de aperfeiçoar o treino marcha e não prejudicar a realização dos movimentos dos membros inferiores (HESSE, KONRAD, UHLENBROCK, 1999). Além disso, essa porcentagem proporciona ao indivíduo descarregar melhor o peso no membro afetado sem posturas anormais (HESSE, KONRAD, UHLENBROCK, 1999; LINDQUIST, PRADO, BARROS et al, 2007). O ajuste de peso pode ser realizado de acordo com a habilidade do indivíduo na sustentação de seu peso corporal (VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY et al., 1998).

Até o momento, o que se tem visto é a utilização do sistema de SPPC corporal apenas associado à esteira motorizada, cujos resultados demonstraram melhora na marcha de hemiparéticos (VISINTIN, BARBEAU, KORNER-BITENSKY et al., 1998; HESSE, KONRAD, UHLENBROCK, 1999; BARBEAU e VISINTIN, 2003; LINDQUIST, PRADO, BARROS et al, 2007). Um estudo recente, demonstrou que o sistema de SPPC também pode ser utilizado em piso fixo (SOUSA, BARELA, PRADO-MEDEIROS et al, 2009). Entretanto, ainda não se sabe se o SPPC é eficaz por si só, ou se é a combinação desse sistema com a esteira motorizada que melhora a marcha de hemiparéticos. Considerando-se que a marcha em esteira motorizada é diferente da marcha em piso fixo em diversos aspectos, as adaptações para a marcha na esteira são diferentes das adaptações em piso fixo (ALTON, BALDEY, CAPLAN et al, 1998). Na marcha em esteira motorizada a velocidade deixa de ser voluntária, ou regulada pelo próprio indivíduo. Além disso, a marcha na esteira requer demandas diferentes quanto à propulsão e ao controle do equilíbrio, quando comparada à marcha em piso fixo. Esses fatores podem ser considerados limitantes na transferência das habilidades adquiridas na esteira para o caminhar em

piso fixo, que é utilizado pelo indivíduo em suas atividades de vida diária (NORMAN, PEPIN, LADOUÇER et al., 1995).

O uso combinado do SPPC com a EEF foi previamente avaliado, demonstrando melhora significativa em diversos parâmetros da marcha (HESSE, MALEZIG, SCHAFFRIN et al, 1995; FIELD-FOTE, 2001; DALY & RUFF, 2004; DALY, ROENIGK, BUTLER, 2004; LINDQUIST, PRADO, BARROS et al, 2007). O primeiro sistema de EEF foi implementado por Liberson et al (1961) para estimular a correção do pé caído, característico dos sujeitos que sofreram AVE, no qual impulsos elétricos são utilizados para ativar nervos periféricos e controlar os movimentos voluntários. Esta técnica faz uso de realimentação aferente durante a contração muscular, um processo que, com o auxílio da contração voluntária do paciente, pode maximizar a reaprendizagem motora durante o treino ativo de movimentos repetidos (SOETANO, KUO, BABIC, 2001; CHAE e YU, 2000). Dessa forma, a EEF do nervo fibular seria capaz de promover os movimentos de flexão dorsal e eversão do pé parético, favorecendo a marcha e auxiliando na reaprendizagem motora dessa atividade. Entretanto, a maioria desses estudos abordou sujeitos com lesão medular (FIELD-FOTE, 2001) ou hemiparesia em fase aguda (HESSE, MALEZIG, SCHAFFRIN et al, 1995), o que pode mascarar os resultados devido à recuperação espontânea que ocorre na fase aguda após a lesão. Além disso, a estimulação utilizada ocorreu em diversos grupos musculares dos membros inferiores, em músculos estabilizadores do quadril, além do nervo fibular comum, de acordo com a necessidade de cada indivíduo (DALY & RUFF, 2004; DALY, ROENIGK, BUTLER, 2004).

Em estudo recente, Lindquist et al (2007) avaliaram o treino de marcha em esteira com SPPC associado à EEF do nervo fibular comum, em hemiparéticos crônicos. Foram identificadas vantagens no uso dessa combinação, com melhora nas habilidades motoras e nas variáveis espaço-temporais (duração do ciclo, fase de apoio, cadência e simetria da marcha). Esse mesmo estudo também relatou a preferência dos hemiparéticos ao treinamento associado à EEF, devido à facilitação no posicionamento do pé acometido durante a marcha. Embora este estudo tenha comparado a associação da EEF com o SPPC em hemiparéticos crônicos, o treino de marcha foi realizado em esteira motorizada. Dessa forma, seria também interessante avaliar o efeito do treino de marcha realizado em piso fixo, com SPPC associado à EEF do nervo fibular comum, em hemiparéticos crônicos.

Considerando que um estudo prévio, realizado em nosso laboratório, mostrou que o treino em piso fixo foi eficiente para melhorar alguns parâmetros da marcha (resultados submetidos à publicação), a hipótese do presente estudo é que, o treinamento em piso fixo, combinando SPPC e EEF, também melhore a marcha de hemiparéticos crônicos. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar o efeito de um treinamento de marcha com o sistema de SPPC, em piso fixo, associado à EEF do nervo fibular comum do membro acometido, em hemiparéticos crônicos.

3.4 Métodos

3.4.1 Sujeitos

Vinte e nove hemiparéticos crônicos em decorrência de AVE foram contactados para participar do estudo, mas somente 21 concordaram em ser avaliados. Após a avaliação inicial, 16 indivíduos apresentaram condições para inclusão no estudo, mas 4 deles não completaram o treinamento devido a complicações ortopédicas (n=3) e desistência (n=1). Portanto, 12 sujeitos (4 mulheres e 8 homens; idade média: 53.8 (7.5) anos; tempo de lesão: 41.7 (34.3) meses) concluíram todas as etapas do estudo. Cinco sujeitos apresentavam hemiparesia direita e 7 hemiparesia esquerda, decorrente de lesão encefálica isquêmica (n=10) ou hemorrágica (n=2).

A espasticidade foi examinada através da Escala de Ashworth Modificada (EAM) (BOHANNON e SMITH, 1987) (Anexo B). A capacidade de deambulação foi avaliada através da *Functional Ambulation Category test* (FAC) (WADE, 1992) (Anexo C). A função motora foi avaliada através do *Rivermead Motor Assessment* (COLLEN, WADE, BRADSHAW, 1990) (Anexo D).

Os seguintes critérios de inclusão foram considerados: tempo de lesão igual ou superior a 6 meses; espasticidade até grau 3 de acordo com a EAM, capacidade de marcha classificada nos níveis 2, 3 ou 4 de acordo com a FAC.

Os seguintes critérios de exclusão foram considerados: insuficiência cardíaca, angina pectoris, arritmias graves e outras doenças cardiovasculares, doenças pulmonares graves, distúrbios ortopédicos e déficits cognitivos, que dificultassem ou impossibilitassem o treinamento e/ou a aquisição de dados.

O estudo foi realizado de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras das Pesquisas Envolvendo Seres Humanos (Resolução 196/1996, Conselho Nacional de Saúde) e foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de São Carlos (Anexo E). Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido no momento de sua admissão no estudo (Apêndice D).

3.4.2 Protocolo de avaliação da marcha

Os treinamentos e as avaliações cinemáticas da marcha foram realizados no Núcleo de Análise do Movimento (NAM), dos Departamentos de Fisioterapia e de Educação Física e Motricidade Humana da UFSCar.

Os participantes foram filmados por 4 câmeras digitais (Panasonic, modelo AG-DVC7P) em uma frequência de aquisição de 60 Hz, caminhando em velocidade auto-selecionada e confortável, sobre uma passarela de tapete emborrachado, de 10 m de comprimento. 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). O local de fixação de cada câmera foi marcado no piso de modo a permitir o mesmo posicionamento em todas as avaliações. Inicialmente, os indivíduos permaneceram em pé parados, em ambas as direções, no centro da região da filmagem por 5 segundos para aquisição de imagens na posição neutra. Em seguida, 6 repetições da tarefa foram filmadas.

Marcadores refletivos foram afixados com fita adesiva dupla face na cabeça do quinto metatarso, maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur e acrômio dos hemicorpos parético e não parético 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.)*. Esses dados digitalizados foram transformados e filtrados usando o mesmo *software* e foram processados no *software Matlab (versão 6.5, Mathworks, Inc.)*.

Durante as avaliações, os participantes não fizeram uso do colete suspenso e acoplado ao SPP, visto que, o objetivo era verificar a transferência da aprendizagem para a condição normal da marcha. Quando necessário, tiveram a ajuda de uma fisioterapeuta para auxiliar apenas no equilíbrio durante a marcha. Os voluntários foram submetidos aos protocolos de avaliação clínica e da marcha ao início e término de cada fase de treinamento.

3.4.3 Protocolo de treinamento

O sistema adotado foi o A₁-B-A₂, no qual A₁ e A₂ corresponderam ao treinamento de marcha em piso fixo com SPPC e B ao mesmo treinamento associado à EEF do nervo fibular comum. Cada fase de treinamento foi realizada durante 45 minutos, três vezes por semana, em dias alternados, durante seis semanas, totalizando 18 sessões.

3.4.3.1 Treino de marcha com suporte parcial de peso corporal (fase A)

O treinamento de marcha em piso fixo, com SPPC, foi realizado sobre a mesma passarela de tapete emborrachado onde foram realizadas as avaliações. 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. A suspensão de peso foi realizada através de uma

estrutura metálica central com um trilho de aproximadamente 10 m, que permitia o deslocamento dos sujeitos (Figura 6 A). Acoplado ao trilho havia um motor com um sistema de polia e cabo de aço, que suspendia o colete a uma célula de carga (Figura 6B). O acionamento do motor regulava o comprimento do cabo de aço, abaixando ou levantando o colete, variando a porcentagem de peso corporal aliviada. O peso aliviado era registrado pela célula de carga e podia ser visualizado em um mostrador digital (Figura 6C).



Figura 6. Motor acoplado ao trilho e ao sistema de polia com cabo de aço (A). Sistema de SPPC com o colete de cintos ajustáveis (B). Célula de carga e mostrador digital (C).

A porcentagem de SPPC dos participantes foi baseada na massa corporal (kg). Iniciou-se o treinamento com 30% de SPPC e, no decorrer das semanas, essa porcentagem foi sendo diminuída. Essa redução foi baseada em estudo prévio (LINDQUIST, PRADO, BARROS et al, 2007) sobre a manutenção do alinhamento do tronco e a transferência de peso para o membro parético. Somente um dos sujeitos não atingiu 0% de SPPC ao término do treinamento,

mantendo-se com 10%. Semanalmente, a massa corporal dos sujeitos era mensurada para o cálculo do percentual de alívio do peso corporal.

Um fisioterapeuta com experiência no uso de SPPC e EEF realizou todas as sessões de treinamento com os sujeitos. Durante as sessões de treinamento, a fisioterapeuta os incentivava a andar o mais rápido possível, porém de forma confortável. Correções verbais e manuais eram realizadas ao longo de todo o treinamento 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, foram verificadas frequência cardíaca e pressão arterial no início e ao final de cada sessão, bem como no decorrer das mesmas, caso os pacientes relatassem qualquer sintoma de mal-estar. Os sujeitos somente realizavam o treinamento quando os sinais vitais se encontravam dentro da normalidade conforme indicado pela *American Heart Association* (PICKERING, HALL, APPEL, 2005). Nenhum dos pacientes recebeu outro tipo de intervenção fisioterapêutica durante o período de treinamento.

3.4.3.2 Treino de marcha com suporte parcial de peso corporal associado à estimulação elétrica funcional (fase B)

Um eletroestimulador neuromuscular portátil, (Dorsiflex, AACD, SP, Brasil) foi utilizado para estimular o nervo fibular comum do membro parético. Os parâmetros da EEF foram: ondas quadradas bifásicas simétricas, com 150 ms de duração, frequência de 25 Hz e intensidade de 150 volts pico a pico. A intensidade do pulso era regulada de acordo com a tolerância do sujeito e o nível de estimulação necessário para provocar a contração muscular de forma efetiva.

O estimulador portátil, alimentado por uma bateria de 12 V é constituído por um par de eletrodos auto-adesivos, que foram posicionados no ponto motor do nervo fibular comum e ventre do músculo tibial anterior do membro parético. Uma palmilha sensora, ligada ao estimulador, foi posicionada dentro do sapato, enquanto uma cinta de velcro mantinha o estimulador preso à perna do sujeito (Figura 7).

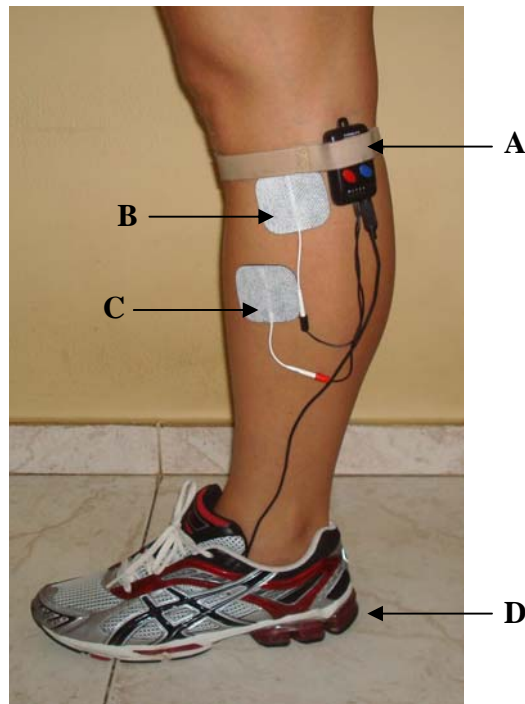


Figura 7. Posicionamento dos eletrodos. (A) Estimulador eletrônico. (B) Eletrodo posicionado no ponto motor do nervo fibular comum, entre a fossa poplíteica e a cabeça da fíbula. (C) Eletrodo posicionado no ventre do tibial anterior. (D) Palmilha sensora, colocada dentro do sapato na região do calcâneo.

A EEF era acionada na fase de balanço da marcha, toda vez que o indivíduo iniciava a troca dos passos, auxiliando na dorsiflexão e eversão do tornozelo, e interrompida no momento em que o indivíduo tocava o pé no chão. Esse mecanismo de acionamento apenas na fase de balanço evita que o músculo estimulado entre em fadiga. Portanto, na fase B do treinamento, os sujeitos caminhavam com o SPPC associado à EEF, durante toda a sessão.

3.4.4 Análise 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. A passada foi determinada 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 4^a ordem passa-baixa, com frequência de corte de 8 Hz. 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 da passada, duração do apoio duplo inicial, do apoio simples, apoio duplo final e balanço, ângulos máximos e mínimos e ADM dos segmentos pé, perna, coxa e tronco.

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.

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, e a diferença entre os valores máximos e mínimos dos ângulos segmentares definiu as ADMs segmentares.

3.4.5 Análise estatística

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 quatro avaliações (pré-treinamento, pós-fase A1, pós-fase B, pós-fase A2), 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 $\alpha \leq 0,05$.

3.5 Resultados

Todos os participantes foram capazes de realizar as tarefas solicitadas em todas as condições experimentais. Nenhum dos participantes necessitou da utilização de órtese durante os treinamentos e durante as avaliações. Três deles necessitaram de auxílio de uma fisioterapeuta para manter o equilíbrio durante a coleta de dados.

3.5.1 Parâmetros espaço-temporais da marcha

Uma análise comparativa dos parâmetros espaço-temporais da marcha antes e após cada fase de treinamento (fases A₁, B e A₂) estão apresentados na Tabela 3.

Houve um aumento na velocidade média dos sujeitos [IC = -0.15 (-0.29, -1.9), P = 0.02] após a fase A₂ de treinamento de 0.39 m/s para 0.55 m/s, comparada à fase pré-treinamento. No entanto, não houve diferença entre as fases A₁, B e A₂ (Tabela 3).

Não foram observadas diferenças entre os membros parético e contralateral para o comprimento do passo e da passada, velocidade e duração da passada nas 4 avaliações. O comprimento do ciclo apresentou um aumento significativo para ambos os membros parético e contralateral após a fase A₁ de treinamento [IC = -0.13 (-0.25, -1.14); P=0.03] e ao término da fase A₂ [IC = -0.12 (-0.24, -7.7); P=0.03]. Não houve diferença entre as avaliações A₁ e B. A velocidade do ciclo também apresentou um aumento para ambos os membros [IC = -0.15 (-0.28, -1.9); P=0.02] quando comparadas às avaliações pré-treinamento e pós-fase A₂. Não houve diferença entre as avaliações A₁ e B. A duração do ciclo e o comprimento do passo não apresentaram alterações significativas (Tabela 3).

As variáveis duplo apoio inicial e duplo apoio final não apresentaram diferenças entre os membros parético e contralateral nas 4 avaliações realizadas. Com relação ao apoio simples, foram observadas diferenças entre os membros parético e contralateral [IC = 12.8 (10.6, 15.1); P<0.001], que se mantiveram ao longo das 3 fases de treinamento. Diferenças entre os membros parético e contralateral também foram observadas na porcentagem de balanço [IC = -12.9 (-15.5, -10.2); P<0.001], que persistiram até a fase final de treinamento (Tabela 3).

3.5.2 Ângulos segmentares

A análise comparativa dos ângulos segmentares dos segmentos pé, perna, coxa e tronco, durante o ciclo de marcha, estão apresentados na Tabela 4.

Com relação às ADMs, houve aumento significativo entre as avaliações para o segmento perna, em ambos os membros parético e contralateral, quando comparada a avaliação pré-treinamento com a avaliação pós-fase A₁ [IC = -5.1 (-9.7, -0.5), P = 0.03]. Com relação ao segmento coxa observou-se aumento na ADM quando comparada a avaliação pré-treinamento com as avaliações pós-fase A₁ [IC = -4.7 (-7.8, -1.5), P = 0.003] e A₂ [IC = -4.1 (-7.2, -1.0), P = 0.008]. Não foram observadas alterações na ADM para os segmentos pé e tronco. Os resultados

apresentaram diferenças entre membros para os segmentos pé [IC = 21.0 (13.1, 28.8), $P < 0.001$], perna [IC = 15.8 (10.6, 21.1), $P < 0.001$] e tronco [IC = -5.7 (-8.0, -3.3), $P < 0.001$] na avaliação pré-treinamento, que se mantiveram até o término da fase A₂. Não houve diferença entre as avaliações das fases A₁ e B em nenhum dos segmentos (Tabela 4).

Tabela 3: Variáveis espaço-temporais da marcha, dos membros parético e não parético, antes e após cada fase de treinamento.

Variáveis	Membro	Pré treinamento	Pós fase A ₁	Pós fase B	Pós fase A ₂
Velocidade média (m/s)		0.39 (0.2) ^a	0.52 (0.3)	0.52 (0.3)	0.55 (0.3) ^a
Comprimento do passo (m)	Não parético	0.33 (0.1)	0.39 (0.1)	0.38 (0.1)	0.38 (0.1)
	Parético	0.32 (0.1)	0.35 (0.1)	0.35 (0.2)	0.36 (0.2)
Comprimento da passada (m)	Não parético	0.62 (0.1) ^{a,b}	0.75 (0.2) ^a	0.73 (0.2)	0.74 (0.2) ^b
	Parético	0.63 (0.1) ^{a,b}	0.76 (0.2) ^a	0.74 (0.2)	0.75 (0.2) ^b
Velocidade da passada (m/s)	Não parético	0.38 (0.2) ^a	0.50 (0.3)	0.50 (0.3)	0.53 (0.3) ^a
	Parético	0.39 (0.2) ^a	0.51 (0.3)	0.51 (0.3)	0.54 (0.3) ^a
Duração da passada (s)	Não parético	1.8 (0.7)	1.8 (0.7)	1.7 (0.6)	1.6 (0.5)
	Parético	1.9 (0.8)	1.8 (0.7)	1.7 ⁷ (0.6)	1.5 (0.4)
Duplo apoio inicial (%)	Não parético	25.6 (8.5)	23.5 (9.3)	23.4 (9.3)	22.8 (7.9)
	Parético	22.2 (13.1)	21.1 (11.8)	21.3 (11.9)	19.6 (9.1)
Apoio simples (%)	Não parético	32.9 (8.3)	33.6 (9.0)	32.9 (10.1)	34.4 (8.7)
	Parético	18.6 (6.6)*	21.1 (7.6)*	21.1 (7.1)*	21.5 (5.9)*
Duplo apoio final (%)	Não parético	21.8 (10.2)	20.9 (11.2)	21.8 (12.1)	19.9 (9.6)
	Parético	25.4 (8.7)	23.3 (9.3)	23.6 (9.9)	23.1 (7.9)
Balanço (%)	Não parético	19.6 (6.4)	21.9 (7.6)	21.8 (7.3)	22.8 (6.2)
	Parético	33.8 (9.3)*	34.4 (9.5)*	33.9 (10.0)*	35.7 (8.6)*

Os valores estão apresentados em média e desvio padrão: M (DP)

* Representam diferenças entre membros; letras iguais indicam diferenças entre avaliações.

A₁ e A₂ = treino de marcha em piso fixo com SPPC; B = treino de marcha em piso fixo com SPPC e EEF.

Tabela 4: Ângulos segmentares dos membros parético e não parético, antes e após cada fase de treinamento.

Segmento	Variáveis (°)	Membro	Pré treinamento	Pós fase A ₁	Pós fase B	Pós fase A ₂
Pé	Ângulo máximo	Não parético	9.0 (4.2)	11.3 (7.6)	10.6 (7.1)	11.3 (6.5)
		Parético	7.1 (5.5)	9.0 (5.1)	9.2 (6.8)	9.2 (5.9)
	Ângulo mínimo	Não parético	-49.1 (9.5)	-54.6 (11.6)	-54.1 (10.9)	-54.0 (10.3)
		Parético	-31.3 (14.6) *	-35.3 (12.8) *	-34.4 (11.3) *	-34.4 (12.1) *
	ADM	Não parético	58.2 (12.9)	65.9 (16.5)	64.7 (16.5)	65.3 (15.1)
		Parético	38.6 (15.8) *	44.3 (14.9) *	43.5 (15.1) *	43.6 (13.1) *
Perna	Ângulo máximo	Não parético	13.4 (5.7)	15.6 (6.2)	14.8 (8.0)	14.6 (7.5)
		Parético	12.6 (4.9)	13.5 (4.8)	12.8 (5.7)	12.7 (5.6)
	Ângulo mínimo	Não parético	-36.6 (6.5)	-39.3 (5.9)	-39.6 (6.3)	-40.2 (5.9)
		Parético	-21.4 (10.5) *	-25.9 (9.2) *	-25.4 (9.9) *	-26.4 (8.7) *
	ADM	Não parético	50.1 (8.1) ^a	54.9 (9.7) ^a	54.4 (10.9)	54.8 (9.9)
		Parético	33.9 (11.7) * ^a	39.4 (11.5) * ^a	38.3 (12.5) *	39.1 (10.7) *
Coxa	Ângulo máximo	Não parético	27.4 (4.2)	29.1 (3.1)	27.8 (3.3)	29.1 (1.8)
		Parético	19.4 (6.0) * ^a	24.3 (5.7) * ^a	25.0 (6.3) *	24.6 (4.3) *
	Ângulo mínimo	Não parético	-3.5 (4.8)	-5.7 (5.2)	-5.4 (5.7)	-5.4 (4.7)
		Parético	-8.3 (5.6) *	-8.8 (5.4) *	-7.1 (6.2) *	-7.7 (7.2) *
	ADM	Não parético	30.9 (4.8) ^{a,b}	35.1 (6.8) ^a	34.2 (6.8)	34.5 (5.2) ^b
		Parético	27.7 (6.4) ^{a,b}	33.1 (8.6) ^a	32.2 (9.2)	32.4 (7.7) ^b
Tronco	Ângulo máximo	Não parético	-0.6 (4.9)	1.0 (5.4)	-0.6 (4.0)	0.5 (4.1)
		Parético	2.0 (3.6)	2.5 (3.9)	2.2 (3.1)	3.9 (3.4)
	Ângulo mínimo	Não parético	-8.8 (4.2)	-8.1 (4.5)	-8.9 (3.8)	-7.3 (4.2)
		Parético	-10.7 (4.2) *	-12.0 (5.6) *	-12.3 (4.5) *	-10.5 (4.8) *
	ADM	Não parético	8.2 (2.4)	9.1 (3.1)	8.3 (2.4)	7.8 (2.1)
		Parético	12.7 (2.5) *	14.6 (3.7) *	14.6 (3.2) *	14.4 (3.6) *

Os valores estão apresentados em média e desvio padrão: M (DP)

* Representam diferenças entre membros; letras iguais indicam diferenças entre avaliações.

A₁ e A₂ = treino de marcha em piso fixo com SPPC; B = treino de marcha em piso fixo com SPPC e EEF.

Quanto ao ângulo máximo, o segmento coxa apresentou diferenças entre os membros parético e contralateral na avaliação pré-treinamento [IC = 4.7 (1.8, 7.6); P=0.006], que se mantiveram até o final da fase A₂. Observou-se um aumento no ângulo máximo do segmento coxa, apenas no membro parético, quando comparada à avaliação pré-treinamento com a avaliação pós-fase A₁ [IC = -2.7 (-1.3, -5.4); P=0.04]. Não houve diferença entre as fases A₁ e B em nenhum dos segmentos (Tabela 4).

Quanto ao ângulo mínimo, observou-se diferença entre os membros parético e contralateral na avaliação pré-treinamento, que se manteve até o final da fase A₂ para os segmentos pé [IC = -17.0 (-24.4, -9.6); P=0.001], perna [IC = -13.2 (-18.9, -7.5); P=0.001], coxa [IC = 3.2 (0.15, 6.3); P=0.04] e tronco [IC = 2.6 (1.3, 4.1); P=0.002]. Não houve diferença no ângulo mínimo entre as avaliações para todos os segmentos avaliados (Tabela 4).

Qualitativamente, nas 4 avaliações, os segmentos apresentaram padrão similar, com diferenças temporais marcantes entre os membros, nos segmentos pé e perna e na avaliação pré-treinamento do segmento coxa. Os pés não parético e parético permaneceram próximos da posição neutra a maior parte do período de apoio. O pé não parético apresentou deslocamento posterior maior e mais tardiamente no ciclo do que o membro parético, nas 4 avaliações (Figura 8). O mesmo comportamento foi observado para o segmento perna. O segmento coxa, na avaliação pré-treinamento, apresentou menor deslocamento posterior no membro parético quando comparado ao membro não parético no final da fase de apoio. Nas avaliações seguintes observa-se que o padrão de deslocamento posterior do membro da coxa parética se aproxima do padrão observado no membro não parético. O segmento tronco permaneceu próximo da posição neutra durante todo o ciclo. Os hemicorpos parético e não parético apresentaram orientação discretamente opostas ao longo das 4 avaliações (Figura 8).

3.5.3 Pontuação média da FAC e do Rivermead

Apesar de não ser estatisticamente significativo, houve um aumento de 0.4 na pontuação da FAC após a fase A₁ de treinamento e esse aumento se manteve após a fase A₂. A avaliação funcional através da Avaliação Motora de Rivermead apresentou um aumento médio de 2% na

capacidade de realizar o teste de função geral após a fase A₁ de treinamento. Após a fase B, observou-se um aumento médio de 5% na capacidade dos sujeitos em realizar atividades de tronco e membros inferiores que foi mantida após a fase A₂. As atividades funcionais de membros superiores não apresentaram alterações (Tabela 5).

Tabela 5: Pontuação da atividade de marcha e da função motora, avaliadas antes e após cada fase de treinamento.

	Pré-treinamento	Pós fase A ₁	Pós fase B	Pós fase A ₂
FAC (pontos 0-4)	2.3 (0.9)	2.7 (0.9)	2.7 (0.9)	2.8 (0.9)
Rivermead – função geral (%)	78 (8)	80 (6)	80 (6)	80 (6)
Rivermead – tronco e membros inferiores (%)	67 (25)	67 (24)	72 (21)	72 (19)
Rivermead membros superiores (%)	24 (31)	24 (31)	24 (31)	24 (31)

Os valores estão apresentados em média e desvio padrão: M (DP)

A₁ e A₂ = treino de marcha em piso fixo com SPPC; B = treino de marcha em piso fixo com SPPC e EEf.

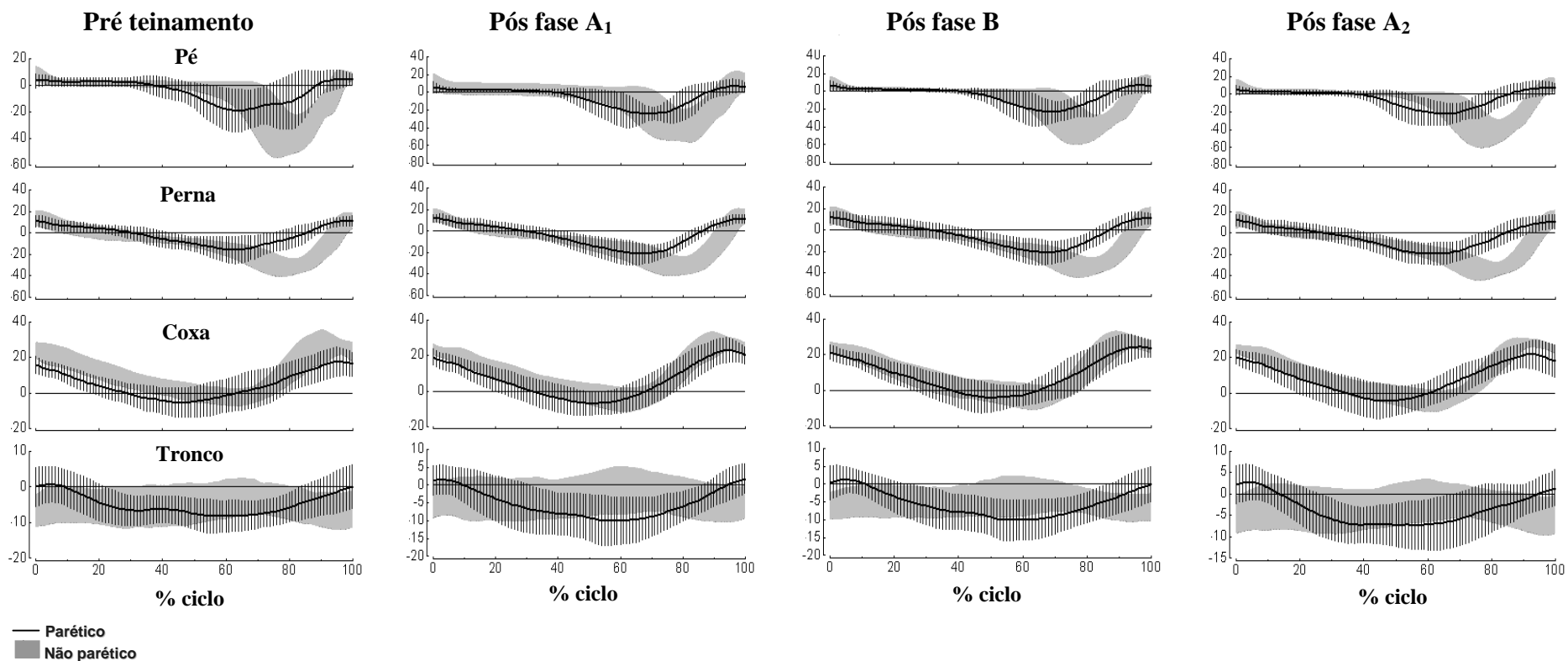


Figura 8. Média e desvio padrão dos ângulos dos segmentos pé, perna, coxa e tronco durante o ciclo da marcha dos membros não parético (área cinza) e parético (linha), nas avaliações pré-treinamento, pós fase A₁, pós fase B e pós fase A₂. A₁ e A₂ = treino de marcha em piso fixo com SPPC; B = treino de marcha em piso fixo com SPPC e EEF. Valores positivos denotam deslocamentos anteriores e valores negativos denotam deslocamentos posteriores dos segmentos.

3.6 Discussão

O presente estudo investigou o efeito de um treinamento de marcha com SPPC, em piso fixo, associado ao FES, em indivíduos hemiparéticos crônicos. Os resultados revelaram que o treinamento realizado durante 18 semanas melhorou alguns aspectos da marcha desses indivíduos, que passaram a andar mais rapidamente, com passadas maiores e mais rápidas. As ADMs dos segmentos perna e coxa de ambos os membros parético e contralateral aumentaram, indicando maior deslocamento desses segmentos.

A velocidade média de locomoção é muito utilizada na análise da habilidade funcional da marcha de indivíduos hemiparéticos, uma vez que é considerada indicador de recuperação motora importante (WALL e TURNBULL, 1986; OLNEY e RICHARDS, 1996). O aumento da velocidade média de locomoção após o treinamento é um indicativo de melhora funcional do equilíbrio (PERRY, 1992), indicando que as primeiras 6 semanas de treinamento em piso fixo com SPPC propiciaram maior estabilidade, segurança e equilíbrio. Esses ganhos se mantiveram até a fase final de treinamento. A contribuição a essa melhora pode ser atribuída também ao aumento do comprimento do ciclo para ambos os membros parético e contralateral. De acordo com Lamontagne *et al.* (2004), o SPPC em piso fixo traz benefícios principalmente aos hemiparéticos de baixa funcionalidade, cuja velocidade de caminhar confortável é menor que 0,45 m/s, induzindo a um aumento na velocidade da marcha enquanto favorece a estratégia de flexão de quadril. Os autores demonstraram que hemiparéticos podem aumentar substancialmente sua velocidade de marcha sem efeitos negativos. Isso pode ter ocorrido, provavelmente, por uma melhora no padrão de ativação muscular e na geração de energia da musculatura flexora do quadril no membro parético, especialmente no final do período de apoio (início do deslocamento anterior da coxa), que é fundamental para levar o membro à frente e para controlar a velocidade de deslocamento (RILEY, DELLA CROCE e KERRIGAN, 2001).

Essas alterações são importantes clinicamente, uma vez que refletem e contribuem diretamente para a autonomia dos indivíduos. O indivíduo precisa se locomover para uma série de atividades em seu dia-a-dia. Contudo, uma deambulação muito lenta, pode dificultar o convívio social do indivíduo. Assim, propiciar o ganho e a manutenção da velocidade da marcha

é um dos objetivos da intervenção fisioterapêutica em indivíduos hemiparéticos, a fim de promover a reintegração à sociedade, possibilitando maior qualidade de vida.

O treinamento realizado no presente estudo, provavelmente contribuiu para melhorar a qualidade de vida dos indivíduos. Foi possível observar um aumento médio total de 0.5 na pontuação da FAC. Os sujeitos que, em média, se encontravam na pontuação 2 da FAC (deambulação dependente de auxílio físico – nível I) na fase pré-treinamento, alcançaram em média a pontuação 3 (deambulação dependente de supervisão apenas), o que reflete uma melhora na independência e segurança da marcha. Alguns sujeitos que necessitavam de suporte contínuo ou intermitente, de uma pessoa ou de um dispositivo, para auxiliar com o equilíbrio ou com a coordenação, passaram a requerer apenas supervisão verbal ou visual de uma pessoa, porém sem contato físico.

Pode-se sugerir também que o treinamento com SPPC em piso fixo proporcionou melhor resposta motora voluntária dos membros inferiores, uma vez que o treinamento aumentou a ADM dos segmentos perna e coxa. Na hemiparesia, observa-se fraqueza e dificuldade no controle motor, especialmente nos grupos musculares mais distais (OLNEY e RICHARDS, 1996; HSU, TANG e JAN, 2003). Conseqüentemente, esses grupos musculares são incapazes de gerar força e potência suficientes para a efetividade dos movimentos articulares. Esse fato pôde ser observado nesse estudo pelas diferenças encontradas na ADM dos membros parético e contralateral. No entanto, a musculatura mais proximal, que possui melhor controle motor, melhorou no membro parético após a fase A₁ do treinamento. Essa melhora pôde ser considerada através do aumento do ângulo máximo da coxa nesse membro. Esse resultado é importante, uma vez que o controle proximal do membro inferior tem sido considerado o principal fator determinante da velocidade confortável da marcha, aproximando essa variável a um padrão similar ao de indivíduos normais (CHEN, CHEN, TANG *et al.*, 2003). Um fator que pode ter contribuído para o aumento do ângulo máximo da coxa é a retirada de 30% do peso corporal do indivíduo, que ocorreu na fase A₁ do treinamento. Essa porcentagem de alívio de peso pode ter facilitado a fase de balanço e reduzido a reação positiva de apoio (RPA). O uso do colete 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 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 também foi utilizada no nosso treinamento, onde a porcentagem de alívio poderia ser reduzida em 10% do peso corporal em relação à fase anterior. No presente estudo, essa estratégia provavelmente contribuiu para manter os ganhos na movimentação dos segmentos distais dos membros inferiores, obtidos na fase A₁ de treinamento.

Os resultados desse estudo também sugerem que a fase de propulsão da marcha ocorre de forma mais efetiva no membro contralateral observado na análise qualitativa da série temporal (Figura 8). O pé contralateral apresentou deslocamento posterior maior e mais tardiamente no ciclo do que o membro parético, nas 4 avaliações. Isso ocorreu, provavelmente, devido à antecipação da fase de propulsão do membro parético como consequência da ativação da reação positiva de apoio, mecanismo reflexo comum pós-AVE. O mesmo comportamento foi observado para o segmento perna, prejudicando a flexão do joelho na fase de balanço. Esse padrão foi observado após a fase B de treinamento. Isso demonstra que a EEF não foi capaz de evitar a RPA, bem como favorecer a dorsiflexão do membro parético. Esse fato pode ser devido ao fato da EEF ter ocorrido em piso fixo. Na marcha em esteira o rolamento da superfície facilita a extensão do quadril. Essa facilitação da extensão de quadril, por sua vez, leva a um reflexo de tríplex flexão do membro inferior que pode ser favorecido pela ação da EEF, propiciando os movimentos de dorsiflexão e eversão do pé, o que não ocorre no piso fixo.

Apesar da simetria entre os membros com relação às variáveis espaciais, 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, seria necessário aumentar a propulsão do membro contralateral durante a fase de pré-balanço, o que proporcionaria maior duração do período de balanço do membro parético (BALASUBRAMANIAN, BOWDEN, NEPTUNE, 2007). Além disso, os indivíduos do presente estudo encontravam-se já em uma fase crônica de recuperação após AVE, com o padrão de marcha assimétrico já consolidado (OLNEY e RICHARDS, 1996), e provavelmente, utilizaram essa estratégia para tentar aumentar o

comprimento do passo parético, ao invés de distribuir o peso corporal na fase de apoio igualmente entre os dois membros.

A ausência de diferença nas variáveis temporais também pode ser atribuída à pequena amostra de indivíduos que finalizaram o tratamento, que pode não ter sido suficiente para detectar diferenças nas variáveis temporais e resultados da EEF. Além disso, a maioria dos estudos prévios analisou hemiparéticos em fase aguda de AVE, enquanto que o presente estudo avaliou hemiparéticos crônicos, o que limita os ganhos funcionais em relação a indivíduos em fase aguda de reabilitação.

A falta de resultados positivos, relacionados à aplicação da EEF, difere de uma série de trabalhos que utilizaram esse recurso, os quais observaram melhoras nesse grupo de pacientes. Pomeroy *et al.* (2006) reportou que a maioria dos achados a favor da estimulação elétrica foi em comparações entre hemiparéticos que não recebiam nenhum tratamento. Não havia, portanto, diferença entre eletroestimulação e placebo ou entre eletroestimulação e outro tipo de terapia. Além disso, segundo Yavuzer *et al.* (2007), não há um padrão consensual recomendado sobre a duração da EEF ou do tempo de estimulação diária, o que também pode ter gerado a falta de resultados positivos relacionados a essa ferramenta.

Lindquist *et al.* (2007) também avaliaram o uso de SPPC associado à EEF no treinamento em esteira, em hemiparéticos crônicos, utilizando metodologia similar ao presente estudo (sistema A₁-B-A₂) e identificaram ganhos funcionais na marcha. Entretanto, o treinamento utilizado por eles tinha duração de 3 semanas em cada fase (totalizando 9 semanas), enquanto que, no presente estudo, o treinamento ocorreu durante 6 semanas em cada fase (totalizando 18 semanas). Talvez, o maior volume de treinamento da fase A₁ do presente estudo, comparado ao de Lindquist (2007), tenha sido suficiente para levar os indivíduos a atingir um platô de adaptação na marcha. Essa adaptação foi mantida nas fases seguintes (B e A₂). Talvez isso explique porque no estudo de Lindquist (2007) a EEF apresentou diferença, cujo feito observado não foi encontrado no presente estudo. Apesar de não haver diferença estatística, a única variável que apresentou melhora após a fase B de treinamento foi a avaliação funcional do Rivermead (de 67% para 72%) que, no entanto, pode estar relacionada ao volume de treinamento das duas fases (A₁ e B). Esse ganho permitiu aos hemiparéticos realizar, de forma um pouco mais eficiente, atividades que requerem um bom controle do membro inferior.

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). Nesse estudo, pode-se verificar que esses critérios foram aplicados. A frequência de tratamento de três vezes por semana, com sessões de 45 minutos acompanhados de incentivos verbais constantes, a fim de alcançar o melhor desempenho. Os próprios indivíduos reportaram que o treinamento era de grande intensidade em relação às suas atividades cotidianas. Inicialmente, alguns necessitaram de períodos de descanso durante a sessão de treinamento. Entretanto, esses períodos de descanso foram diminuindo em tempo e em quantidade ao longo das 6 primeiras semanas da fase A₁. As fases A₂ e B foram realizadas sem repouso durante o treinamento. Os indivíduos também reportaram melhora na segurança em relação ao equilíbrio e maior eficácia no desenvolvimento das suas atividades de vida diária nesse período.

Por outro lado, a utilização do sistema A₁-B-A₂ também apresenta algumas limitações como estratégia de intervenção. A fase A₁ é de grande motivação para os sujeitos, pois apresenta novidade e ganhos, que são notados e relatados por eles. Entretanto, o fato de serem submetidos a 18 semanas consecutivas de treinamento, pode levá-los a uma desmotivação nas fases seguintes, em que a adaptação pode ser muito mais lenta. No entanto, outros estudos seriam necessários pra analisar essa hipótese.

Apesar de uma série de limitações, esse estudo trouxe algumas contribuições e é pioneiro em analisar os efeitos do treinamento com SPPC em piso fixo, associado à EEF na marcha de hemiparéticos crônicos.

3.7 Conclusão

Os resultados desse estudo indicam que o treinamento com SPPC, em piso fixo, foi efetivo na melhora de algumas variáveis da marcha de hemiparéticos crônicos, como passadas maiores e mais rápidas e favoreceu maior deslocamento dos segmentos ao redor das articulações,

sugerindo melhora no controle motor desses segmentos. A associação da EEF não promoveu melhora adicional nos parâmetros da marcha.

4 REFERÊNCIAS

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

ASHBURN, A. Physical recovery following stroke. **Physiotherapy**, v. 83, p. 480-490, 1997.

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.; VISINTIN, M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, p. 1458-1465, 2003.

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

BOHANNON, R. W.; ANDREWS, A. W. Correlation of knee extension muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.70, p.330-333,1990.

BOHANNON, R. W. Knee extension power, velocity and torque: relative deficits and relation to walking performance in stroke patients. **Clinical Rehabilitation**; v. 6, p.125-131, 1992.

BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical Therapy**; v. 7, p. 206-207, 1987.

BOOTH, C. M.; CORTINA-BORJA, M. J.; THEOLOGIS, T. N. Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. **Dev. Med. Child Neurol**; v.43, p. 314-320, 2001.

BOOTH, F. W.; LEES, S. J. Physically active subjects should be the control group. **Medicine Science Sports and Exercises** . ; p 405-406, 2006.

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.

CLARK, D.; CONDLIFFE, E. G.; PATTEN, C. Activation impairment alters muscle torque-velocity in the knee extensors of persons with post-stroke hemiparesis. **Clinical Neurophysiology**; v.117, p. 2328-2337, 2006.

COELHO, J. L. ; ABRAHÃO, F. ; MATTIOLI, R. . Aumento do torque muscular após treino em steira com suporte parcial de peso em pacientes com hemiparesia crônica. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 8, n. 2, p. 137-143, 2004.

COLLEN, F. M.; WADE, D. T.; BRADSHAW, C.M. Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability. **Inter Disabil Studies**; v.12, p. 6-9, 1990.

DALY, J. J.; ROENIGK, K. L.; BUTLER, K. M. et al. Response of sagittal plane gait kinematics to weight supported treadmill training and functional neuromuscular stimulation following stroke. **J. Rehabil. Res. Dev.**, v.41, p. 807-820, 2004.

DALY, J. J.; RUFF, R. L. Feasibility of combining multi-channel function neuromuscular stimulation with weight-supported treadmill training. **Journal of Neurological Science**. v.255, p.105-115, 2004

DAVIES, J.; MAYSTON, M.; NEWHAM, D. Electrical and mechanical output of the knee muscles during isometric and isokinetic activity in stroke and healthy adults. **Disabil Rehabilitation**; v.18, p.83-90, 1996.

DEHKORDI, S. N.; TALEBIAN, S.; OLYAEI, G.; MONTAZERI, A. Reliability of isokinetic normalized peak torque assessments for knee muscles in post-stroke hemiparesis. **Gait Posture**; v.27, p.715-718, 2008.

DVIR, Z. *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications*. Harcourt Brace and Company, p. 10-15, 1995.

ENG, J. J.; KIM, M.; MACINTYRE, D.L. Reliability of lower extremity strength measures in persons with chronic stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.83; p.322-328, 2002.

ENGARDT, M.; KNUTSSON, E.; JONSSON, M.; STERNHAG, M. Dynamic muscle strength training in stroke patients: effects on knee extension torque, electromyography activity, and motor function. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.76, p.10-15, 1995.

FIELD-FOTE, E.C..Combined use of body weight support, functional electrical stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.82, n.6, p. 818-24, 2001.

FOLDVARI, M.; CLARK, M.; LAVIOLETTE, L.C.; BERNSTEIN, M.A.; KALITON, D.; CASTANEDA, C. Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.**; v.55, p.192-201, 2000.

HEESE, S. ; MALEZIC, M.; SCHAFFRIN, A.; MAURITZ, K. H. Restoration of gait by combined treadmill training and multichannel electrical stimulation in non-ambulatory hemiparetic patients. **Scand J Rehab Med**. v.27, p.199-204, 1995.

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

HESSE, S.; WERNER, C.; FRANKENBERG, S.; BARDELERBEN, A. Treadmill training with body weight support after stroke. **Phys Med Rehabil Clin N Am**. v.14, p.111-123, 2003.

HACHISUKA, K.; UMEZU, Y.; OGATA, H. Disuse muscle atrophy of lower limbs in hemiplegic patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.78, p.13-18, 1997.

HSU, A. L.; TANG, P. F.; JAN, M. H. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.84, p.1185-93. 2003.

HSU, A.; TANG, P.; JAN, M. Test-retest reliability of isokinetic muscle strength of the lower extremities in patients with stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.83, p.1130-1137, 2002.

JORGENSEN, L.; JACOBSEN, B. K. Changes in muscle mass, fat mass, and bone mineral content in the legs after stroke: a 1 year prospective study. **Bone**; v.28, p.655-659, 2001.

KNUTSSON, E.; MARTENSSON, A. Dynamic motor capacity in spastic paresis and its relation to prime mover dysfunction, spastic reflexes and antagonist co-activation. **Scan J Rehabil Med**; v.12, p.93-106, 1980.

LAMONTAGNE, A.; FUNG, J. Faster is better: implications for speed-intensive gait training after stroke. **Stroke**, v.35, p.2543-2548. 2004.

LESSA, I. Epidemiology of cerebrovascular diseases in Brazil. **J Society Cardiology Sao Paulo State**; v.9, p.509-518, 1999.

LIEBER, R. L.; FRIEDEN, J. Spasticity causes a fundamental rearrangement of muscle joint interaction. **Muscle Nerve**; v. 23, p.1647-1666, 2002.

LIEBER, R. L.; STEINMAN, S.; BAR ASH, I.A.; CHAMBERS, H. Structural and functional changes in spastic skeletal muscle. **Muscle Nerve**, v. 29, p. 615-627, 2004.

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.

LINDSTROM, B. Knee muscle function in healthy persons and patients with upper motor neuron syndrome. Umea University, Sweden, 1997.

MAC COMAS, A. J. Human neuromuscular adaptations that accompany changes in activity. **Medicine Science Sports and Exercises**; v.26, p.1498-1509, 1994.

MACKO, R. F.; SMITH, G. V.; DOBROVOLNY, C. L.; SORKIN, J. D.; GOLDBERG, A. P.; SILVER, K. H. Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.82, p.:879-884, 2001.

MACKO, R.F.; BENVENUTI, F.; STANHOPE, S.; MACELLARI, V.; TAVIANI, A.; NESI, B.; WEINRICH, M.; STUART, M. Adaptive physical activity improves mobility function and quality of life in chronic hemiparesis. **J Rehabil Res Dev**; v.45, p.323-8, 2008.

MARBIN, I. A.; FERRARI, A.; CIONI, G.; BELLANOVA, M. F.; FUSCO, C.; GEMIGNANI, F. Immunohistochemical study of muscle biopsy in children with cerebral palsy. **Brain Development**; p.63-66, 2002.

MIRBAGHERI, M. M.; BARBEAU, H.; LADOUCEUR, M.; KEARNEY, R. E. Intrinsic and reflex stiffness in normal and spastic, spinal cord injured subjects. **Exp. Brain Development**; v.141, p.446-459, 2001.

NAKAMURA, R.; HOSOKAWA, T.; TSUJI, I. Relationship of muscle strength for knee extension to walking capacity in patients with spastic hemiparesis. **Tonoku J Exp Med.**; v.145, p.335-340, 1985.

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

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. p.524. 1992.

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

PEURALA, S. H.; TARKKA, I. M.; PITKÄNEN, K.; 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.

PICKERING, T. G.; HALL, J. E.; APPEL, L. J. Recommendations for blood pressure measurement in humans. **Circulation** . v 111, p. 697-716, 2005

POHL, P.S.; STARTZELL, J.K.; DUNCAN, P.W.; WALLACE, D. Reliability of lower extremity isokinetic strength testing in adults with stroke. **Clinical Rehabilitation**; v.14, p.601-607, 2000.

POMEROY, V. M.; KING, L.; POLLOCK, A.; BAILY-HALLAM, A.; LANGHORNE, P. Electrostimulation for promoting recovery of movement or functional ability after stroke. **Cochrane Systematic Review**; v.2, CD003241, 2006.

PLOUTZ-SNYDER, L. L.; CLARK, B. C.; LOGAN, L.; TURK, M. Evaluation of spastic muscle in stroke survivors using magnetic resonance imaging and resistance to passive motion. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.87, p.1636-1642, 2006.

ROUSSEAUX, M.; BUISSET, N.; DAVELUY, W.; KOZLOWSKI, O.; BLOND, S. Comparison of botulinum toxin injection and neurotomy in patients with distal lower limb spasticity. **European J Neurology**; v.15, p.506-515, 2008.

RYAN, A. S.; DOBROVOLONY, C. L.; SMITH, G. V.; SILVER, K. H., MACKO, R. F. Hemiparetic muscle atrophy and increased intramuscular fat in stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.83, p.1703-1707, 2002.

RYAN, A. S.; DOBROVOLNY, C. L.; SILVER, K. H.; SMITH, G. V.; MACKO, R. F. Cardiovascular fitness after stroke: role of muscle mass and gait deficit severity. **J Stroke Cerebrovascular Disease**; v.9, p.185-191, 2000.

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.

ROSS, R.; RISSANNEN, J.; PEDWELL, H.; CLIFFORD, J.; SHRAGGE, P. Influence of diet and exercise on skeletal muscle and visceral adipose tissue in men. **J. Applied. Physiology**; v.81, p.2445-2455, 1996.

SERRÃO , F. V. ; FOERSTER ; SPADA, S. ; MARIA, M. ; PEDRO, V. M. ; Tánnus ; SALVINI, T. F. . Functional changes of the human quadriceps muscle injured by eccentric exercise. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**; v. 36, n. 6, p. 781-786, 2003.

SHARP, S. A.; BROWER, B. J. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.78, p.1231-1236, 1997.

SINKJAER, T.; MAGNUSSON, I. Passive intrinsic and reflex-mediated stiffness in the ankle extensors of hemiparetic patients. **Brain**; v.117, p.355-363, 1994.

SOETANTO, D.; KUO, C.; BABIC, D. Stabilization of human standing posture using functional neuromuscular stimulation. **J Biomechanics.**; v.34, p.1590–1597, 2001.

SOUZA, C. O. ; BARELA, J A; PRADO-MEDEIROS, C L; SALVINI, TF; BARELA, AM. The use of body weight support on ground level: an alternative strategy for gait training of individuals with stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 6, p. 43, 2009.

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.683-691. 2002.

SUNNERHAGEN, K. S.; SVANTERSSON, U.; LONN, L.; KROTKIEWSKI, M.; GRIMBY, G. Upper motor neuron lesions: their effect on muscle performance and appearance in stroke patients with minor motor impairment. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.80, p.155-161, 1999.

SUZUKI, K.; NAKAMURA, R.; YAMADA, Y.; MANDA, T. Determinants of maximum walking speed in hemiparetic patients with stroke. **Tonoku J Exp Med.**; v.162, p.337-344, 1990.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; AUGUSTO, A. C. C.; SILVA, P. C.; LIMA, R. C. M. ; GOULART, F. Musculação e condicionamento aeróbio em hemiplégicos: impacto no desempenho motor. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v.7, n.3.p.209-215, 2003.

TRACY, B.L.; IVEY, F.M.; METTER, E.J.; FLEG, J.L.; SIEGEL, E.L.; HURLEY, B.F. A more efficient magnetic resonance imaging-based strategy for measuring quadriceps muscle volume. **Medicine Sciences Sports and Exercises**; v.35, p. 425-433, 2003.

TRIPP, E. J.; HARRIS, S. H. Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion torque measurements in persons with spastic hemiparesis. **Physical Therapy**; v.71, p.390-397, 1991.

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

VISINTIN, M.; BARBEAU, H.; KORNER-BITENSKY, N.; 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.

WADE, D. T. *Measurement in Neurological Rehabilitation*. New York, NY: Oxford University Press; 1992.

WARD, N.S. Functional reorganization of the cerebral motor system after stroke. **Curr Opin Neurol.**; v.17, p.725-730, 2004.

WALL, J. C. e TURNBULL, G. I. Gait asymmetries in residual hemiplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation** v.67, n.8, p.550-553. 1986.

WILLIAMS, G. R. Incidence and characteristics of total stroke in the United States. **BMC Neurology.**; v.2, p.1- 6, 2001.



YAVUZER, G.; ÖKEN, Ö.; ATAY, M.B.; STAM, H.J. Effect of sensory-amplitude electric stimulation on motor recovery and gait kinematics after stroke: a randomized controlled study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**; v.88, p. 710-714, 2007.

ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R.; 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.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Manuscrito submetido à Physical Therapy (Estudo 1)**Submission
Confirmation**

Thank you for submitting your revised manuscript to *Physical Therapy*.

Manuscript ID: PTJ-2009-0127.R1
Title: MUSCLE ATROPHY AND FUNCTIONAL DEFICITS OF THE KNEE EXTENSORS AND FLEXORS IN PEOPLE WITH CHRONIC STROKE
Prado-Medeiros, Christiane Silva, Milla Lessi, Giovanna
Authors: Alves, Marcela Tannus, Alberto Lindquist, Ana Salvini, Tania
Date Submitted: 09-Dec-2009
 Print  Return to Dashboard

**MUSCLE ATROPHY AND FUNCTIONAL DEFICITS OF THE
KNEE EXTENSORS AND FLEXORS IN PEOPLE WITH CHRONIC
STROKE**

Journal:	<i>Physical Therapy</i>
Manuscript ID:	PTJ-2009-0127.R1
Manuscript Category:	1 Research Report
Key Words:	Hemiplegia, Muscular Atrophy, MRI scans, Muscle Weakness, Muscle Strength Dynamometer



1
2
3 1 MUSCLE ATROPHY AND FUNCTIONAL DEFICITS OF THE KNEE
4
5 2 EXTENSORS AND FLEXORS IN PEOPLE WITH CHRONIC STROKE
6
7
8
9

10 4 *Running title:* Motor function and strength deficits of the knee in people with chronic
11
12 5 stroke.
13
14
15

16
17 7 ABSTRACT
18

19 8 *Background.* Further clarification is needed with regard to the degree of atrophy and its
20
21 9 possible relationship with **joint** torque deficit post-stroke. *Objective.* To investigate
22
23 10 **quadriceps and hamstring muscle volumes and strength deficits of the knee**
24
25 11 **extensors and flexors in people with chronic hemiparesis compared to a healthy**
26
27 12 **group.** *Design.* Cross-sectional study. *Methods.* Fifteen individuals with chronic
28
29 13 stroke and fifteen healthy individuals took part in this study. **Motor function,**
30
31 14 **quadriceps and hamstring muscle volume (MV), and maximal concentric and**
32
33 15 **eccentric contractions of the knee extensors and flexors were obtained.** *Results.*
34
35 16 **The quadriceps muscle of the paretic limb showed a 24% reduction in MV when**
36
37 17 **compared to the contralateral non-paretic limb ($P<0.001$). The peak torque of the**
38
39 18 **paretic limb knee extensors and flexors was reduced in both contraction modes**
40
41 19 **and velocities when compared to the contralateral non-paretic limb (36-66%;**
42
43 20 **$P<0.001$) and to the control group (48-77%; $P<0.001$). The contralateral non-**
44
45 21 **paretic limb also showed a decreased extensor and flexor peak torque in**
46
47 22 **comparison with the control group (16-23%; $P<0.05$). Power results were similar**
48
49 23 **to peak torque. There were significant correlations between motor function and**
50
51 24 **strength deficits.** *Limitations.* No power calculation prior to the study. *Conclusion.*
52
53 25 **Paretic and non-paretic limbs showed deficits in torque generation. With regard to**
54
55
56
57
58
59
60

1 muscle mass, there was a difference between quadriceps and hamstring response.
2 There was no disuse atrophy, however this did not prevent extensor torque and
3 power reduction.

4
5 **Key words:** hemiplegia, muscle volume, MRI scans, muscle weakness, muscle strength
6 dynamometer.

7 8 INTRODUCTION

9 Stroke is a worldwide health problem ^{1, 2} due to its impact on the quality of life,
10 the increase in risk factors associated to falls, as well as systemic complications ^{3, 4}
11 observed in **people with hemiparesis**. According to Macko et al ^{3, 5} the physical
12 capacity of **people following stroke** is 40% lower when compared to normal subjects of
13 the same age due to loss of muscle mass and weakness, which consequently lead to
14 functional **deficits**. These muscle changes increase with age, making the individual
15 more sedentary and dependent, especially with regard to locomotion.

16 Among the hemiparetic functional abilities, gait is one of the most impaired ⁶.
17 The two most significant changes found in the gait performance of this population are
18 inadequate movement grading and a decrease in strength or voluntary contraction
19 capability in some muscle groups. The decrease in muscle strength is a consequence of
20 a less vigorous motor unit recruitment and a decrease in the number of motor units
21 recruited, as well as muscle changes such as those of muscle atrophy ⁶⁻⁸.

22 Further clarification is needed with regard to the degree of atrophy throughout
23 the muscle and its possible relationship with muscle strength deficit in these individuals.
24 Moreover, studies that evaluate the existing relationship between different muscle

1 **deficits** resulting from stroke are rare in the literature and, in most cases, do not include
2 a healthy control group for comparison ⁹.

3 Studies that include human muscle biopsy in **people with paresis** have
4 demonstrated a degree of atrophy in the paretic muscle fiber ⁹⁻¹¹. However these results
5 are inconclusive because of the use of muscle fragments in the attempt to represent the
6 muscle as a whole, with no parameters to determine uniformity in **that atrophy** within
7 the muscle group ⁹. **Regardless of how atrophy is measured, i.e. muscle biopsies,**
8 **muscle cross-sectional areas (CSAs) or volumes, there are dramatic differences**
9 **between studies in which the results vary from no atrophy ^{10, 11, 13} to large**
10 **differences ^{12, 14, 15} between sides in people with hemiparesis. In an attempt to**
11 **investigate muscle atrophy through non-invasive experiments, Ryan et al ¹² showed**
12 **that Computer Tomography (CT) is significantly more sensitive in detecting**
13 **interlimb atrophy differences, suggesting that atrophy measured by dual-energy x-**
14 **ray absorptiometry (DXA) may be a gross underestimation of the actual muscle**
15 **atrophy. Therefore, CT ¹²⁻¹⁴ and Magnetic Resonance Imaging (MRI) ¹⁵ have been used**
16 **to calculate muscle CSAs and volumes. Considering that MRI provides a higher**
17 **resolution than CT, it is ideally suited for detailed and accurate measurements of**
18 **muscle size ¹⁵.**

19 It is not easy to quantify muscle strength in **people with an injured Central**
20 **Nervous System (CNS)**. Formerly, the methods for measuring muscle strength in
21 subjects with hemiparesis were very subjective. In general, they were applied through
22 manual muscle function tests ¹⁶. Currently, isokinetic dynamometers have been used
23 with this aim in groups of subjects who have CNS injuries ¹⁷, particularly in subjects
24 having hemiparesis caused by stroke ¹⁷⁻²⁰.

1 Some researchers have reported relationships between muscle strength,
2 measured with isokinetic equipment, and the level of ability of subjects with chronic
3 hemiparesis, suggesting that the joint torque generated by a muscle could be used as an
4 indicator of functional capacity^{16, 21, 22}. For example, it has been reported that the
5 muscle weakness of the knee extensors **in people following stroke** is related to changes
6 in gait abilities²¹⁻²⁴. In contrast, few studies have evaluated the muscle function of knee
7 flexors in **people with chronic hemiparesis**²⁵.

8 Due to the relevance of muscle strength to the activities of daily living of **people**
9 **following stroke**, some studies measured the degree of muscle atrophy in this
10 population^{12, 14} while others investigated the relationship between muscle atrophy and
11 isokinetic joint torque^{13, 15}. However, these studies did not analyze specific muscle
12 groups and their respective antagonists. **According to some authors**²⁶⁻²⁸, **deficits in**
13 **knee agonist/antagonist ratio are associated to the risk of knee joint instability and**
14 **injuries. In subjects with hemiparesis, joint instability might represent risk of falls,**
15 **fractures, insecurity, and functional dependence. Although studies investigating**
16 **agonist/antagonist ratio in hemiparetics are rare**^{27, 28}, **there is evidence of**
17 **abnormal antagonist activity between the quadriceps and hamstring in subjects**
18 **with spastic paresis**. Moreover, these studies did not provide detailed data on the
19 morphology throughout the extension of these muscle groups and did not compare the
20 results with a healthy control group^{13, 15}.

21 Some studies have reported a decrease in muscle strength in the limb
22 contralateral to the paresis²⁶⁻²⁸. According to these studies, this decrease could be
23 associated with the fact that 10% of the cortical descending pathways do not cross to the
24 opposite side of the lesion^{13, 26-28}. Moreover, the contralateral limb undergoes changes
25 resulting from inactivity post-stroke, therefore should not be considered as healthy or

1 control in comparative studies. **Strength deficits in the paretic limb may be more**
2 **expressive than the results shown by the current literature and could be**
3 **underestimated when compared only to the contralateral limb.** There is a lack of
4 studies that give detailed information on morphological and functional muscle **deficits**
5 of the knee extensors and flexors in paretic and non-paretic limbs post-stroke. In
6 addition, the studies do not compare **people with hemiparesis** to a healthy control
7 group. **Therefore, the aim of this study was to investigate the muscle atrophy and**
8 **strength deficits of the quadriceps and hamstring muscles (knee extensors and**
9 **flexors, respectively) in people with chronic hemiparesis compared to a healthy**
10 **control group. We also verified the possible correlations between muscle volume,**
11 **isokinetic variables and functional tests.**

13 **METHODS**

15 **Subjects**

16 Fifteen subjects (five women and ten men) who were chronic outpatients
17 following stroke took part in this study. The mean age was 55.1 (SD=8.5) years, height
18 was 1.66 (SD=0.05) meters, body mass was 69.9 (SD=12.8) kg, body mass index was
19 25 (SD=4) **kg/m²**, and stroke interval was 51 (SD=31.8) months (**Table 1**). Ten subjects
20 had right hemiparesis, and five subjects had left hemiparesis caused by right or left
21 supratentorial ischemic stroke (n=13) or intracerebral hemorrhage (n=2). The control
22 group was composed of fifteen healthy individuals (five women and ten men), as
23 previously proposed ²⁹, and it was age- and gender-paired with the **group with**
24 **hemiparesis.** The control group had a mean age of 54.6 (SD=8.6) years, height of 1.69
25 (SD=0.08) meters, body mass of 69.67 (SD=11.1) kg; body mass index of 24 (SD=4)

1 **kg/m² (Table 1)**. The present study was approved by the Ethics Committee of the
2 University, and all subjects signed a consent form.

3 Spasticity was assessed with the Modified Ashworth Spasticity Scale (MAS)³⁰
4 and overground walking was assessed through the Functional Ambulation Category
5 (FAC) test³¹. The following inclusion criteria were used in the selection of the **people**
6 **with hemiparesis**: interval of six or more months post-stroke; spasticity classified
7 below level 3 according to the MAS, as it allows subjects to perform the isokinetic test;
8 overground walking classified at levels 2, 3 or 4 according to the FAC. The following
9 exclusion criteria were considered for both groups: clinical signs of heart failure,
10 arrhythmia or angina pectoris; other orthopedic or neurological diseases that impair data
11 collection through MRI and isokinetic strength testing; and severe cognitive or
12 communication impairments. Subjects with any history of knee damage or current
13 injury to the lower limb muscles were also excluded.

14 **Motor Function**

15 Motor function was assessed by a single assessor with the Rivermead Motor
16 Assessment³², a widely used measure of motor function in people who have had a
17 stroke. This scale mixes impairments (arm, leg and trunk) and disabilities (gross
18 function). The assessor goes through the items in order of difficulty and allows three
19 attempts for each item. One point is given if the patient can perform the activity or zero
20 if the patient is not able to perform the activity. The score range is 0 to 13 for the Gross
21 Function section, 0 to 10 for the Leg and Trunk section, and 0 to 15 for the Arm section.

22 **Magnetic Resonance Imaging**

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1 Quadriceps and hamstring muscle data were obtained through MRI scans using a
2 ToRM 0.5* unit **with a coil of approximately 30cm. Axial T1-weighted images were**
3 **acquired from the femoral condyle to the thigh proximal region (Figure 1A) by using**
4 **thick section areas of 8 mm with a 1 mm gap, a 26 ms echo time, and a 430 ms**
5 **repetition time. Thirty-one 256 x 256 pixel matrix images of the thigh were obtained.**
6 **During acquisition, the subjects lay in the supine position and were instructed not**
7 **to move and to keep the limbs as relaxed as possible. After data collection the MR**
8 **axial images were analyzed.**

9 CSAs were assessed every 3.2 cm, as proposed by Tracy et al³³, to estimate
10 **the MV. Although there was no difference in height between subjects and the coil**
11 **had a limited extent, the same slice levels were assessed every 3.2cm from the distal**
12 **landmark (i.e. every four slices). CSAs were measured in cm² using Axiovision**
13 **(version 3.0) software[†], which automatically converted pixels to cm². The external**
14 **border of the quadriceps muscle was outlined including the four bundles of the**
15 **quadriceps muscle and the hamstring muscles (Figure 1B), and each muscle was**
16 **considered a group. Intermuscular fat was excluded in the outlines. In some distal**
17 **slices where there was no continuity between the muscle bundles of each group,**
18 **individual CSAs of each muscle bundle were outlined and added to obtain the total**
19 **muscle CSA in that slice level. At each section, each muscle group was measured**
20 **three times by the same investigator, blinded to muscle identification, and the**
21 **mean value of the three measurements was considered for analysis. The volume of**
22 **each muscle group at each axial section (cm³) was calculated by multiplying the**
23 **muscle CSA of the section by the section thickness (0.8 cm). The volume of the gaps**

* MRI Scanner built under the ToRM Project, based on a 0.5 Tesla superconductive magnet from Oxford Instruments and all electronics locally developed at the Instituto de Física de São Carlos - Universidade de São Paulo (IFSC-USP), Brazil.

† Carl Zeiss, Inc. One Zeiss Drive Thornwood, NY, 10594.

1 between sections was calculated using the truncated cone formula^{33,34}. The volume
2 of each section and gap was added to find the total MV for quadriceps and
3 hamstring muscles.

4
5 **Insert figure 1**

6 7 **Isokinetic Strength Measurements**

8 Maximal concentric and eccentric contractions at 60°/s and 120°/s were obtained
9 by measuring the maximal torque during the isokinetic knee extension and flexion
10 movements on a Biodex System III dynamometer[‡]. For that, the subjects were seated on
11 a five-degree reclined chair. The trunk was stabilized with a seat belt, and the hips and
12 thighs were firmly strapped to the dynamometer seat (**Figure 2A**). The rotation axis of
13 the dynamometer lever arm was aligned with the lateral femoral condyle, and the lower
14 leg was attached to the dynamometer lever arm **above** the lateral malleolus (**Figure 2B**).
15 Isokinetic evaluations were preceded by a ten-minute warm up on a stationary bicycle
16 and knee extensor and flexor stretching. **The cycling warm up period was performed**
17 **at a low intensity (without load) and a low speed. The subjects were instructed to**
18 **pedal continuously for 10 minutes at a comfortable pace. Signs of fatigue were not**
19 **observed or reported during and after warm up.** Quadriceps, hamstrings and triceps
20 surae muscles were bilaterally submitted to three 30-second sets of passive stretching
21 each.

22 **For the strength measurements, we considered 0° as full knee extension and**
23 **the testing ROM was set between 20° and 90°. Before each mode and velocity, the**
24 **subjects performed three trials with minimal resistance to become familiar with**

[‡] Biodex Medical Systems, 20 Ramsay Road, Shirley, NY, 11967-4704.

1 the equipment and the test, followed by a 1.5 minute rest. Next, the subjects
2 performed five maximal concentric successive contractions at 60°/s followed by a
3 1.5 minute rest, then five concentric successive trials at 120°/s. The contralateral
4 non-paretic limb and the control group dominant limb were tested first. Finally, the
5 eccentric muscle testing was performed with the same protocol used for the
6 concentric testing. During the concentric and eccentric tests, subjects were asked
7 to push and pull as hard and as fast as possible throughout the full range of
8 motion. Variables (normalized peak torque and power) were calculated
9 automatically by the Biodex System III software, and the values were showed in its
10 report.

11
12 **Insert figure 2**

13 14 **Statistical Analysis**

15 Data were submitted to normality and homogeneity tests (Shapiro-Wilk and
16 Levene, respectively). A two-way analysis of variance was performed to find
17 possible interactions between factors, including lower limb dominance (dominant
18 and non-dominant) and condition (paretic, contralateral non-paretic, and normal),
19 and between the groups (paretic, contralateral non-paretic and control).
20 Considering that the lower limb dominance did not show significant differences
21 within the control limbs, a pool of data from both limbs was used as control. The
22 dependent variables were MV, normalized peak torque and power. Tukey *post hoc* tests
23 were applied to the comparisons in which statistical differences were found. Pearson's
24 correlation was used to verify the relationship between the CSA and the peak torque of

1 extensors and flexors. A **0.05 alpha level with a 95% confidence interval was used**
2 **for all statistical tests**, which were performed using SPSS (version 10.0) software[#].

3 4 **RESULTS**

5 6 **Mean Score of Motor Function Assessed by Rivermead Motor Assessment**

7 The motor function of the **group with hemiparesis**, tested by the Rivermead
8 Motor Assessment, had a low mean score (47%, SD=14%). The group's highest score
9 was for gross function (75%, SD=14%). For leg and trunk function, it was 57%
10 (SD=18%). It must be noted that the group's lowest percentage score was for arm
11 function (16%, SD=24%). The leg and trunk item indicated poor performance
12 particularly in activities that require good lower limb control, such as sitting to standing,
13 flexing the affected knee and testing knee and hip control while bearing weight on the
14 affected leg. **There was no correlation between the Rivermead leg and trunk scores**
15 **and quadriceps muscle atrophy ($P>0.05$). However, there were correlations**
16 **between the leg and trunk score and peak torque deficits of the paretic limb for**
17 **concentric contraction at 60°/s (knee extensors: 0.62, $P=0.013$; knee flexors: 0.60,**
18 **$P=0.017$) and 120°/s (knee extensors: 0.53, $P=0.04$; knee flexors: 0.61, $P=0.016$), and**
19 **for eccentric contraction mode at 60°/s (knee extensors: 0.69, $P=0.004$; knee**
20 **flexors: 0.59, $P=0.02$) and 120°/s (knee extensors: 0.71, $P=0.003$; knee flexors: 0.69,**
21 **$P=0.005$). The tests showed that impairments in the paretic lower limbs contribute to a**
22 low total score.

23 24 **Muscle Volume**

[#] SPSS Inc. Headquarters, 233 S.Wacker Drive, 11th floor, Chicago, IL, 60606.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Insert figure 4

- **Power**

The power of the paretic limb knee extensors was reduced when compared to the contralateral non-paretic limb in concentric contraction at 60°/s and 120°/s and when compared to the control group in both contraction modes and velocities. The contralateral non-paretic limb also showed a decreased extensor power in comparison with the control group in both contraction modes and velocities (**Figure 5A; Table 2**).

The power of the paretic limb knee flexors was reduced when compared to the contralateral non-paretic limb and when compared to the control group in both contraction modes and velocities. The contralateral non-paretic limb also showed a decreased flexor power in comparison with the control group (**Figure 5B; Table 2**).

Insert figure 5

Correlation between MV and peak torque

Pearson's correlation showed a relationship between quadriceps muscle atrophy and knee extensor peak torque deficits for concentric contractions at 60°/s (0.69, $P=0.004$) and 120°/s (0.67, $P=0.006$) and for eccentric contractions at 60°/s (0.69, $P=0.004$) and 120°/s (0.75, $P=0.001$). There was no correlation between MV and peak torque for knee flexors.

1 DISCUSSION

2 This study investigated **the level of atrophy in the MV** of the quadriceps and
3 hamstring muscles in **people with chronic stroke**. In addition, isokinetic variables were
4 evaluated in order to verify **strength deficits** and possible correlations between MV and
5 joint peak torque.

6 The femoral quadriceps MV showed muscle atrophy and may have contributed
7 to the decrease in joint torque in the paretic limbs given that **a correlation was found**
8 **between quadriceps muscle atrophy and knee extensor peak torque deficit in the**
9 **paretic limbs. In contrast, Sunnerhagen et al ¹³ did not find atrophy but a decrease**
10 **in knee peak torque and a relationship between muscle mass of vastus lateralis**
11 **(assessed by biopsy and CT) and knee extensor torque in people with chronic**
12 **stroke. The difference between results could be related to the methods used for**
13 **muscle mass evaluation. The authors performed a biopsy and CT only of the**
14 **vastus lateralis and only at one level. They used the same level for the CT and the**
15 **biopsy and then calculated the total areas for both the paretic and non-paretic**
16 **limbs. However, the present study evaluated the MV for the quadriceps and**
17 **hamstring group muscles, which are the major knee extensors and flexors**
18 **respectively, and compared it to a control group.**

19 Metoki et al ¹⁴ reported a 22% decrease in the **thigh MV of the paretic limb**
20 **when compared to the contralateral thigh and measured through CT. This study**
21 **calculated the MV of all muscles that compose the thigh and did not compare the**
22 **results with a control group. Conversely, the present study assessed the MV of the**
23 **quadriceps and hamstring muscles separately and found that the muscle atrophy**
24 **was restricted to the quadriceps (24%) when compared to the contralateral non-**
25 **paretic limb. The evaluation of a control group also showed no significant atrophy**

1 **in the contralateral non-paretic limb, possibly due to an overload on that limb.**
2 **Thus, despite the decrease in activities of daily living, there were no signs of**
3 **atrophy in the non-paretic contralateral limb. Jorgensen et al ³⁵ reported that lean**
4 **mass decreased significantly in both paretic and non-paretic limbs within two**
5 **months of stroke, but although muscle atrophy was sustained in the paretic limb**
6 **during the following months, muscle mass was regained in the non-paretic leg,**
7 **possibly due to the increased use of this side. Furthermore, in the less impaired**
8 **patients, lean mass in the non-paretic limb may even increase ³⁵.**

9 In contrast, when observing the hamstring MV, it was noted that the muscle
10 mass was not affected by the hemiparesis. **The absence of muscle atrophy and the**
11 **presence of decreased flexor torque suggest possible involvement of neural deficits**
12 **^{13, 25}. Plutz-Snyder et al ¹⁵ also identified no relationship between atrophy and**
13 **muscle torque in the biceps brachii muscles of people with hemiparesis. It seems**
14 **that the level of atrophy caused by paresis varies amongst the different muscle**
15 **groups.**

16 The results of the joint peak torque showed that the knee extensors and flexors
17 of both limbs are harmed in **people with hemiparesis**. The paretic and non-paretic
18 limbs both showed a decrease in the knee flexor and extensor peak torque compared to
19 the control group, with greater decrease in the paretic limb. This pattern of joint torque
20 deficit in both paretic and contralateral limbs is reportedly typical of **people with**
21 **hemiparesis** due to stroke ^{13, 36-38}. The authors explain that 10% of the cortical
22 descending pathways do not cross to the opposite side of the lesion, a fact that was
23 confirmed by Sinkjaer and Magnusson ²⁶. These authors also found an increased
24 resistance to the passive movement in the ankle joint on the side contralateral to paresis.
25 In the present study, the comparison with the control group allowed a more detailed

1 analysis of the strength **deficits** of the non-paretic contralateral limb. This analysis
2 showed that the **performance** of those muscles was inadequate, as already suggested by
3 other authors ^{13, 26}. Therefore, it can be concluded that the non-paretic limb cannot be
4 used as a control.

5 In the present study, muscle deficits were also found in eccentric and concentric
6 contractions in both limbs of the paretic group. According to Dvir ³⁹, there is a 10%
7 decrease in the concentric torque of paretic subjects, while the eccentric torque would
8 be normal. However, the present study confirmed not only the mean reduction of **51%**
9 in concentric torque but also a **36%** reduction in the eccentric torque of both knee
10 extensor and flexor groups in the paretic and contralateral non-paretic limbs. These
11 results contrast with Dvir ³⁹ and Clark et al ⁴⁰, who found a preserved eccentric torque,
12 probably due to differences in the isokinetic protocols and data analysis. Clark et al ⁴⁰
13 obtained maximal voluntary eccentric knee extensor torques from the non-paretic limb
14 of **people with hemiparesis** and from a selected leg in the control group at velocities
15 ranging from 30°/s to 180°/s. The eccentric torque data were normalized for the
16 maximal voluntary isometric contraction and were similar to the control group.

17 **The performance of people with hemiparesis was also poor for both**
18 **velocities assessed in the present study. The strength deficits for both velocities**
19 **were similar, however the knee flexors had a poorer performance than the**
20 **extensors in the concentric contractions. A possible explanation would be that the**
21 **hamstrings were not as overloaded as the quadriceps in these subjects, considering**
22 **that the quadriceps muscle performs an antigravitational function. Conversely, in**
23 **the eccentric contraction the percentages of strength deficits were lower for the**
24 **knee flexors when compared to the extensors. These results could be attributed to**
25 **a greater participation of the connective tissue in generating torque in the eccentric**

1 **contractions. Although subsequent studies are required to investigate this**
2 **hypothesis, previous reports have shown a deficient functional architecture of the**
3 **muscle tissue, mechanical and structural impairments of the muscle fiber**^{9, 41, 42}
4 **and an increase in disorganized connective tissue in people with paresis**⁴³.

5 The power results showed a response similar to that of peak torque. Muscle
6 power **could be** more indicative of functional capacity than muscle strength⁴⁴ and may
7 be relevant when evaluating muscle performance in **people following stroke**. Power is
8 work over time (power = force x distance/time). These data suggest that the relationship
9 between strength and velocity is affected by muscle weakness and perhaps by
10 impairments in neuromotor control mechanisms. **Considering the distance (ROM)**
11 **was the same for all contractions performed, power can be reduced by a decrease**
12 **in torque generation as well as prolonged performance of the contraction over the**
13 **ROM. This may be an indication of** motor control deficits during the poor
14 performance of knee flexion and extension. A **possibly** impaired muscle activation at
15 neurological levels **could result** in voluntary effort that is insufficient to fully and
16 effectively activate the muscles and can be attributed to damage to descending motor
17 tracts following stroke⁴⁵.

18 The mean percentage score in the Rivermead motor assessment was lower than
19 50%, which indicates low capability to accomplish activities of daily living, especially
20 due to deficient arm and leg function. The leg and trunk item showed a poor
21 performance mainly in activities that require good lower limb control, such as sitting to
22 standing, flexing the affected knee and testing knee and hip control while bearing
23 weight on the affected leg. Similar results were reported in a previous study on **people**
24 **following stroke**⁴⁶ **and could be associated with gait impairments and dependence**
25 **in activities of daily living. The correlation found between the trunk and lower**

1 limb score and torque deficits suggests that the strength deficits of the knee
2 extensors and flexors affect the performance of functional activities of daily living.
3 The current literature has reported relationships between the isokinetic evaluation
4 of muscle strength and the abilities of subjects with chronic hemiparesis,
5 suggesting that the joint torque generated by a muscle could be used as an
6 indicator of functional capacity^{16, 21, 22}. It has been reported that muscle weakness of
7 the knee extensors in people following stroke is related to changes in gait abilities
8²¹⁻²⁴. In addition, our results also suggest that muscle weakness of the knee flexors
9 in people following stroke could be related to gait impairments.

10 Although the power was not calculated, an important contribution of the
11 present study was the result of the comparison between **people with hemiparesis** and a
12 control group. It is clear from the results shown by the non-paretic contralateral
13 limb that knee extensor and flexor function is significantly affected. It appears that
14 the effect of an overload on the contralateral non-paretic limb prevented disuse
15 atrophy, but it did not prevent strength deficits.

16 With regard to the knee joint torque generation, it can be concluded that
17 both paretic and non-paretic limbs showed weakness, and that it is correlated to
18 **functional inabilities**. As for muscle mass, there were differences between the
19 quadriceps and hamstring response. **The non-paretic limb did not show disuse**
20 **atrophy, however** this did not prevent the decrease in extensor and flexor strength. An
21 explanation for muscle weakness in hemiparesis other than atrophy is impairment in
22 activation caused by an **upper motor neuron lesion, which leads to impaired**
23 **descending pathways**. Other explanations that have emerged are mechanical and
24 **structural changes and increased connective tissue that could impair the functional**

1 architecture of the muscle tissue, as reported by Lieber et al ⁹. Thus, rehabilitation
2 should aim to minimize muscle changes post-stroke as quickly as possible.

3 The findings of the present study bring an innovative contribution to the
4 literature regarding the morphology and function of knee extensors and flexors post-
5 stroke. These findings may also contribute to the development of **strengthening**
6 **intervention programs, particularly gait interventions, to rehabilitate subjects**
7 **following stroke in their activities of daily living.**

9 ACKNOWLEDGMENTS

10 The authors are grateful to (blinded) for her help in the initial phase of the
11 project and to (blinded) for his assistance and technical support with the MRI.

13 REFERENCES

- 14
- 15 1 Williams GR. Incidence and characteristics of total stroke in the United States.
16 *BMC Neurology*. 2001; 2:1- 6.
- 17
- 18 2 Lessa I. Epidemiology of cerebrovascular diseases in Brazil. *J Society*
19 *Cardiology Sao Paulo State*. 1999; 9(4): 509-518.
- 20
- 21 3 Macko RF, Smith GV, Dobrovolsky CL, Sorkin JD, Goldberg AP, Silver KH.
22 Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients. *Arch Phys*
23 *Med Rehabil*. 2001; 82:879-884.
- 24

- 1
2
3 1 4 Ryan AS, Dobrovolsky CL, Silver KH, Smith GV, Macko RF. Cardiovascular
4
5 fitness after stroke: role of muscle mass and gait deficit severity. *J Stroke*
6 2
7 *Cerebrovasc Dis.* 2000; 9:185-191.
8 3
9
10 4
11
12 5 5 Macko RF, Benvenuti F, Stanhope S, Macellari V, Taviani A, Nesi B, Weinrich
13
14 M, Stuart M. Adaptive physical activity improves mobility function and quality
15 6
16 of life in chronic hemiparesis. *J Rehabil Res Dev.* 2008; 45:323-8.
17 7
18
19 8
20
21 9 6 Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: characteristics.
22
23 *Gait Posture.* 1996; 4:136-148.
24 10
25
26
27 11
28
29 12 7 Mac Comas AJ. Human neuromuscular adaptations that accompany changes in
30
31 activity. *Med Sci Sports Exerc.* 1994; 26:1498-1509.
32 13
33
34 14
35
36 15 8 Lindquist AR, Prado CL, Barros RML, Mattioli R., Lobo da Costa PH, Salvini
37
38 TF. Gait training combining partial body-weight support, a treadmill, and
39 16
40 functional electrical stimulation: effects on poststroke gait. *Phys Ther.* 2007;
41 17
42 7:1144-1154.
43 18
44
45
46 19
47
48 20 9 Lieber RL, Steinman S, Bar Ash IA, Chambers H. Structural and functional
49
50 changes in spastic skeletal muscle. *Muscle Nerve.* 2004; 29:615-627.
51 21
52
53 22
54
55 23 10 Hachisuka K, Umezu Y, Ogata, H. Disuse muscle atrophy of lower limbs in
56
57 hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78:13-18.
58 24
59
60 25

- 1
2
3 1 11 Marbini A, Ferrari A, Cioni G, Bellanova MF, Fusco C, Gemignani F.
4
5 2 Immunohistochemical study of muscle biopsy in children with cerebral palsy.
6
7 3 *Brain Devel.* 2002; 63-66.
8
9 4
10
11 5 12 Ryan AS, Dobrovolyon CL, Smith GV, Silver KH, Macko RF. Hemiparetic
13
14 6 muscle atrophy and increased intramuscular fat in stroke patients. *Arch Phys*
15
16 7 *Med Rehabil.* 2002; 83:1703-1707.
17
18 8
19 9 13 Sunnerhagen KS, Svantersson U, Lonn L, Krotkiewski M, Grimby G. Upper
20
21 10 motor neuron lesions: their effect on muscle performance and appearance in
22
23 11 stroke patients with minor motor impairment. *Arch Phys Med Rehabil.*1999;
24
25 12 80:155-161.
26
27 13
28 14 14 Metoki N, Sato Y, Okumura K, Iwamoto J. Muscular atrophy in the hemiplegic
29
30 15 thigh in patients after stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003; 82:862-865.
31
32 16
33 17 15 Ploutz-Snyder LL, Clark BC, Logan L, Turk M. Evaluation of spastic muscle in
34
35 18 stroke survivors using magnetic resonance imaging and resistance to passive
36
37 19 motion. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006; 87:1636-1642.
38
39 20
40
41 21 16 Tripp EJ, Harris SH. Test-retest reliability of isokinetic knee extension and
42
43 22 flexion torque measurements in persons with spastic hemiparesis. *Phys Ther,*
44
45 23 1991; 71:390-397.
46
47 24
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

- 1 17 Pohl PS, Startzell JK, Duncan PW, Wallace D. Reliability of lower extremity
2 isokinetic strength testing in adults with stroke. *Clin Rehabil.* 2000; 14:601-607.
3
4
5
6
7
8
9
10 18 Eng JJ, Kim M, MacIntyre DL. Reliability of lower extremity strength measures
11 in persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83:322-328.
12
13
14
15
16
17 19 Hsu A, Tang P, Jan M. Test-retest reliability of isokinetic muscle strength of the
18 lower extremities in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;
19 83:1130-1137.
20
21
22
23
24
25
26
27 20 Dehkordi SN, Talebian S, Olyaei G, Montazeri A. Reliability of isokinetic
28 normalized peak torque assessments for knee muscles in post-stroke
29 hemiparesis. *Gait Posture.* 2008; 27:715-718.
30
31
32
33
34
35
36 21 Bohannon RW. Knee extension power, velocity and torque: relative deficits and
37 relation to walking performance in stroke patients. *Clin Rehabil.* 1992; 6:125-
38 131.
39
40
41
42
43
44
45
46 22 Perry J, Garrett M, Gronley JK, Murloy SJ. Classification of walking handicap
47 in the stroke population. *Stroke.* 1995; 26:982-989.
48
49
50
51
52
53 23 Suzuki K, Nakamura R, Yamada Y, Manda T. Determinants of maximum
54 walking speed in hemiparetic patients with stroke. *Tonoku J Exp Med.* 1990;
55 162:337-344.
56
57
58
59
60

- 1
2
3 1 24 Bohannon RW, Andrews AW. Correlation of knee extension muscle torque and
4
5 2 spasticity with gait speed in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1990;
6
7 3 70:330-333.
8
9 4
10
11
12 5 25 Sharp SA, Brower BJ. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee:
13
14 6 effects on function and spasticity. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78:1231-1236.
15
16 7
17
18 8 26 Sinkjaer T, Magnusson I. Passive intrinsic and reflex-mediated stiffness in the
19
20 9 ankle extensors of hemiparetic patients. *Brain.* 1994; 117:355-363.
21
22
23
24 10
25
26
27 11 27 Davies J, Mayston M, Newham D. Electrical and mechanical output of the knee
28
29 12 muscles during isometric and isokinetic activity in stroke and healthy adults.
30
31 13 *Disabil Rehabil.* 1996; 18:83-90.
32
33
34 14
35
36 15 28 Lindstrom B. Knee muscle function in healthy persons and patients with upper
37
38 16 motor neuron syndrome. Umea University, Sweden, 1997.
39
40
41 17
42
43 18 29 Booth FW, Lees SJ. Physically active subjects should be the control group. *Med.*
44
45 19 *Sci. Sports Exerc.* 2006; 405-406.
46
47
48 20
49
50
51 21 30 Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of
52
53 22 muscle spasticity. *Phys Ther.* 1987; 7: 206-207.
54
55 23
56
57 24 31 Wade DT. *Measurement in Neurological Rehabilitation.* New York, NY: Oxford
58
59 25 University Press; 1992.
60

- 1
2
3 1 38 Engardt M., Knutsson E, Jonsson M, Sternhag M. Dynamic muscle strength
4
5
6 2 training in stroke patients: effects on knee extension torque, electromyography
7
8 3 activity, and motor function. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995; 76:10-15.
9
10 4
11
12 5 39 Dvir Z. *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications.*
13
14
15 6 Harcourt Brace and Company, p. 10-15, 1995.
16
17 7
18
19 8 40 Clark D, Condliffe EG, Patten C. Activation impairment alters muscle torque-
20
21 9 velocity in the knee extensors of persons with post-stroke hemiparesis. *Clin*
22
23 10 *Neurophysiol.* 2006; 117:2328-2337.
24
25
26 11
27
28 12 41 Mirbagheri MM, Barbeau H, Ladouceur M, Kearney RE. Intrinsic and reflex
29
30 13 stiffness in normal and spastic, spinal cord injured subjects. *Exp. Brain Dev.*
31
32 14 2001; 141:446-459.
33
34
35 15
36
37 16 42 Lieber RL, Frieden J. Spasticity causes a fundamental rearrangement of muscle
38
39 17 joint interaction. *Muscle Nerve.* 2002; 23:1647-1666.
40
41
42 18
43
44 19 43 Booth CM, Cortina-Borja MJ, Theologis TN. Collagen accumulation in muscles
45
46 20 of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. *Dev.*
47
48 21 *Med. Child Neurol.* 2001; 43:314-320.
49
50
51 22
52
53 23 44 Foldvari M, Clark M, Laviolette LC, Bernstein MA, Kaliton D, Castaneda C.
54
55 24 Association of muscle power with functional status in community-dwelling
56
57 25 elderly women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000; 55:192-199
58
59
60

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

45 Ward NS, Functional reorganization of the cerebral motor system after stroke.
Curr Opin Neurol. 2004; 17:725-730.

46 Rousseaux M, Buisset N, Daveluy W, Kozlowski O, Blond S. Comparison of
botulinum toxin injection and neurotomy in patients with distal lower limb
spasticity. *Europ J Neurol.* 2008; 15:506-511.

For Peer Review Only

1
2
3 **1 Figure legends**
4

5
6 2

7
8 **3 Figure 1. Thigh MRI scans. Thirty-one axial T1-weighted images acquired from**
9
10 **4 the femoral condyle to the thigh proximal region (A). Quadriceps (Q) and**
11
12 **5 hamstring (H) muscle outline (B).**
13
14

15
16 6

17 **7 Figure 2. Subjects positioned for isokinetic test. Trunk, hip and thigh stabilization**
18 **8 on the dynamometer seat (A). The rotation axis of the dynamometer lever arm is**
19 **9 aligned with the lateral femoral condyle, and the lower leg is attached to the lever**
20 **10 arm above the lateral malleolus (B).**
21
22
23
24
25
26

27 11

28
29 **12 Figure 3. Quadriceps (A) and hamstring (B) muscle volume (MV) obtained by magnetic**
30 **13 resonance imaging (MRI) of the hemiparetic and control groups. The quadriceps muscle**
31 **14 of the paretic limb showed a decrease in the MV when compared to the contralateral**
32 **15 non-paretic limb (* $P < 0.01$; A).**
33
34
35
36
37
38

39 16

40
41 **17 Figure 4. Knee extensor (A) and flexor (B) peak torque during maximal concentric and**
42 **18 eccentric muscle contractions at 60°/s and 120°/s for the hemiparetic and control groups.**
43
44 **19 There was a decrease in the knee extensor and flexor peak torque of the paretic limb**
45 **20 compared to the contralateral non-paretic limb (* $P < 0.01$; A; B) and to the control**
46 **21 group ($\Delta P < 0.01$; A; B), in both contraction modes and velocities. The contralateral**
47 **22 non-paretic limb showed a decrease in peak torque when compared to the control group**
48 **23 for both knee extensors and flexors ($\dagger P < 0.01$; A; B).**
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

24

1
2
3 1 Figure 5. Time to peak torque of the knee extensors (A) and flexors (B) during maximal
4
5 2 concentric muscle contractions at 60°/s and 120°/s for the hemiparetic and control
6
7 3 groups. There was an increase in time to peak torque of the paretic limb compared to the
8
9 4 contralateral non-paretic limb, at both velocities, for both knee extensors and flexors
10
11 5 ($*P<0.01$; A; B) and compared to the control group ($^{\Delta}P<0.01$; A; B).
12
13
14
15
16
17

18 7 Figure 6. Knee extensor (A) and flexor (B) power during maximal concentric and
19
20 8 eccentric muscle contractions at 60°/s and 120°/s for the hemiparetic and control groups.
21
22 9 There was a decrease in power of the paretic limb compared to the contralateral non-
23
24 10 paretic limb, in the concentric mode at both velocities for knee extensors ($*P<0.01$; A),
25
26 11 and in both contraction modes and velocities for knee flexors ($*P<0.01$; B). There was
27
28 12 a decrease in power of the paretic limb compared to the control group in both
29
30 13 contraction modes and velocities, for both knee extensors and flexors ($^{\Delta}P<0.01$; A; B).
31
32 14 The contralateral non-paretic limb showed a decrease in power when compared to the
33
34 15 control group for both knee extensors and flexors ($^{\dagger}P<0.01$; A; B).
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Figure 1

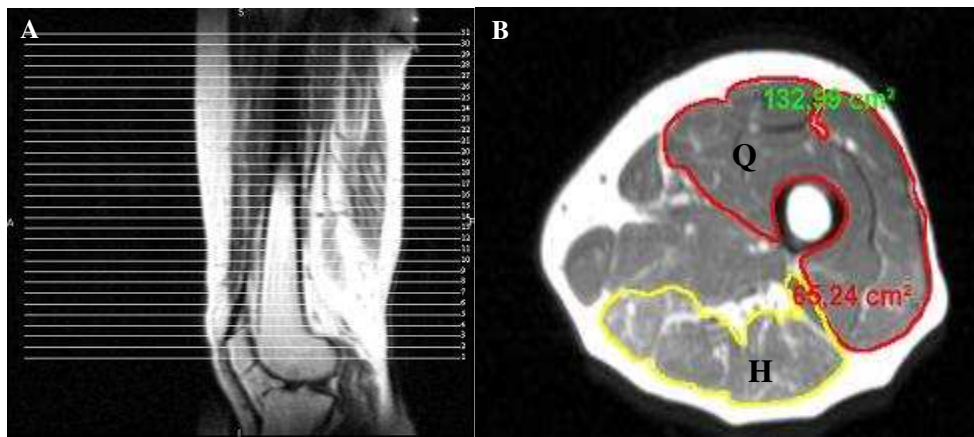


Figure 2



Figure 3

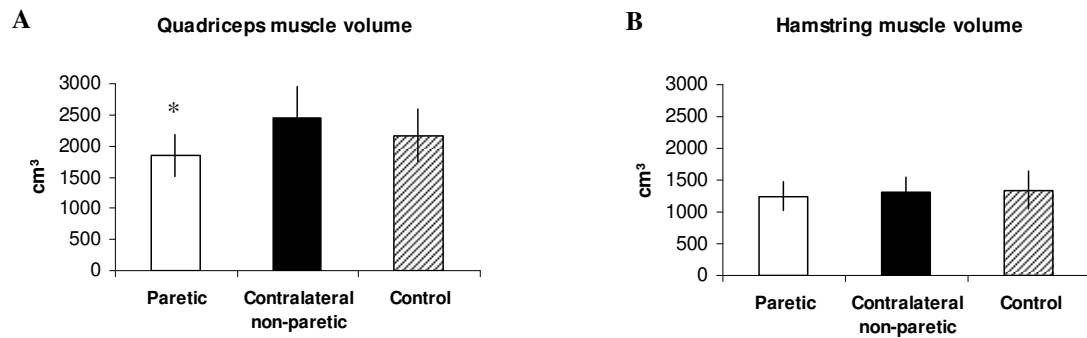


Figure 4

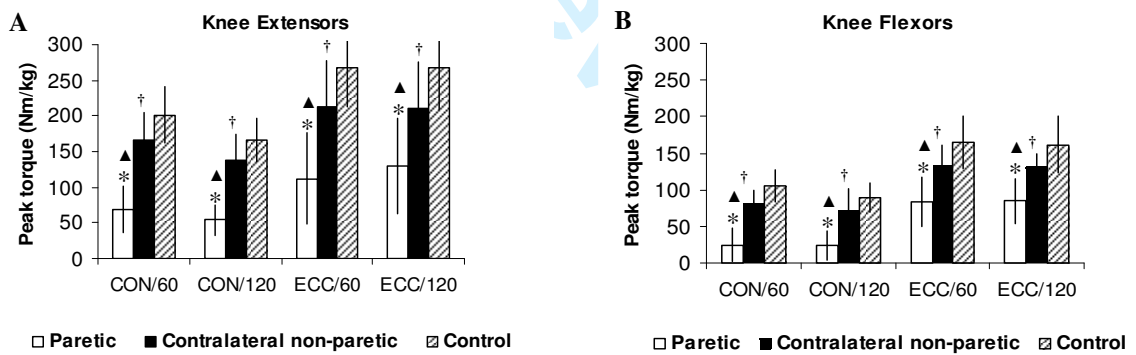


Figure 5

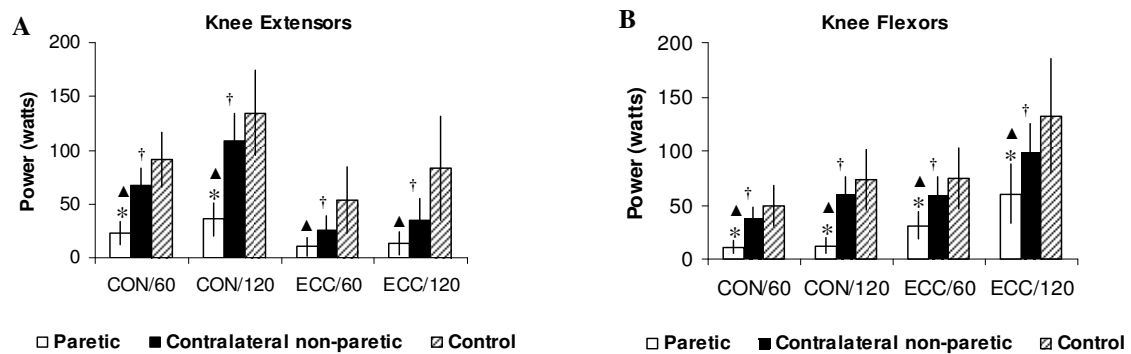


Table 1: Sample characteristics

	People with hemiparesis	Control group
Mean age (years)	55.1 (SD=8.5)	54.6 (SD=8.6)
Height (meters)	1.66 (SD=0.05)	1.69 (SD=0.08)
Body mass (kg)	69.9 (SD=12.8)	69.67 (SD=11.1)
Body mass index (kg/m²)	25 (SD=4)	24 (SD=4)
Stroke interval (months)	51 (SD=31.8)	-----

Values reported as mean (SD).

SD: standard deviation

Table 2: Isokinetic measurements

Isokinetic test		Conditions								
		Paretic vs. Contralateral			Paretic vs. Control			Contralateral vs. Control		
		95% CI	Deficit (%)	P values	95% CI	Deficit (%)	P values	95% CI	Deficit (%)	P values
Peak Torque	Extension									
	Con 60°/s	-96.6 (-130.6, -62.6)	58% (SD=22%)	P<0.001	-132.7(-162.2,-103.6)	67% (SD=17%)	P<0.001	-36.2 (-65.6, -6.7)	20% (SD=8%)	P=0.013
	Con 120°/s	-84.3 (-109.9, -58.8)	60% (SD=20%)	P<0.001	-112.4 (-134.5, -90.3)	68% (SD=15%)	P<0.001	-28.1 (-50.2, -6.0)	16% (SD=6%)	P=0.009
	Ecc 60°/s	-101.2 (-154.8, -47.4)	47% (SD=25%)	P<0.001	-155.2(-201.8,-108.7)	59% (SD=23%)	P<0.001	-54.1 (-100.6, -7.6)	19% (SD=8%)	P=0.019
	Ecc 120°/s	-80.3 (-136.6, -23.9)	39% (SD=24%)	P<0.001	-136.7 (-185.4, -87.9)	53% (SD=24%)	P<0.001	-56.4 (-105.2, -7.6)	20% (SD=8%)	P=0.02
	Flexion									
	Con 60°/s	-46.8 (-67.3, -26.5)	66% (SD=26%)	P<0.001	-82.0 (-99.7,-64.3)	77% (SD=23%)	P<0.001	-35.1 (-52.8, -17.4)	23% (SD=11%)	P<0.001
	Con 120°/s	-47.2 (-63.5, -3.68)	65% (SD=21%)	P<0.001	-65.0 (-79.2, -50.9)	72% (SD=23%)	P<0.001	-17.8 (-31.9, -3.7)	19% (SD=8%)	P=0.01
Ecc 60°/s	-49.5 (-80.6, -18.9)	38% (SD=21%)	P<0.001	-80.9 (-107.4, -54.5)	48% (SD=19%)	P<0.001	-31.4 (-57.9, -4.9)	16% (SD=7%)	P=0.016	
Ecc 120°/s	-46.8 (-76.9, -16.7)	36% (SD=19%)	P<0.001	-77.3 (-103.6, -51.2)	48% (SD=17%)	P<0.001	-30.5 (-56.6, -4.4)	16% (SD=7%)	P=0.018	
Power	Extension									
	Con 60°/s	-40.6 (-60.6, -20.6)	59% (SD=21%)	P<0.001	-64.6 (-81.9, -47.2)	67% (SD=18%)	P<0.001	-23.9 (-41.3, -6.6)	20% (SD=8%)	P=0.004
	Con 120°/s	-73.4 (-101.8, -45.1)	66% (SD=15%)	P<0.001	-98.2 (-122.7, -73.6)	70% (SD=17%)	P<0.001	-24.7 (-49.3, -16.6)	12% (SD=6%)	P=0.004
	Ecc 60°/s	-----	-----	P>0.05	-44.9 (-62.3,-26.9)	76% (SD=18%)	P<0.001	-29.6 (-47.3, -11.9)	34% (SD=12%)	P<0.001
	Ecc 120°/s	-----	-----	P>0.05	-70.2 (-95.0, -45.3)	78% (SD=19%)	P<0.001	-48.5 (-73.3, -23.6)	50% (SD=22%)	P<0.001
	Flexion									
	Con 60°/s	-21.4 (-34.5, -8.1)	69% (SD=17%)	P=0.001	-39.2 (-50.6, -27.7)	75% (SD=14%)	P<0.001	-17.7 (-29.2, -6.3)	18% (SD=6%)	P=0.001
	Con 120°/s	-40.3 (-59.8, -20.8)	76% (SD=17%)	P<0.001	-64.4 (-81.3, -47.5)	79% (SD=19%)	P<0.001	-24.0 (-40.9, -7.12)	13% (SD=6%)	P=0.003
Ecc 60°/s	-24.6 (-43.6, -5.5)	45% (SD=21%)	P=0.008	-46.7 (-63.2, -30.2)	55% (SD=19%)	P<0.001	-22.1 (-38.6, -5.6)	15% (SD=6%)	P=0.006	
Ecc 120°/s	-43.5 (-77.1, -9.9)	35% (SD=22%)	P=0.008	-84.4 (-113.5, -55.4)	50% (SD=20%)	P<0.001	-40.9 (-70.0, -11.8)	15% (SD=7%)	P=0.004	

SD: standard deviation; CI: confidence interval,

APÊNDICE B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Estudo 1)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Departamento de Fisioterapia
Laboratório de Plasticidade Muscular

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto de Pesquisa:

**ALTERAÇÕES MORFOLÓGICAS DO MÚSCULO ESQUELÉTICO DE INDIVÍDUOS
HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS.**

Responsáveis pelo projeto:

Pesquisador responsável: Profa. Dra. Tânia de Fátima Salvini

Pesquisador colaborador: Christiane Lanatovitz Prado (Fisioterapeuta/bolsista-CNPQ)

Iniciação científica: Giovanna Camparis Lessi

Marcela Zampronio Alves

Grupo: () hemiparéticos () controle

Voluntário nº _____.

Eu, _____, portador do
RG _____, residente à _____,
nº _____ Bairro _____, na cidade de _____, estado
_____, concordo em participar como voluntário do projeto de pesquisa: **Alterações morfológicas
do músculo esquelético de indivíduos hemiparéticos crônicos.**

Tenho conhecimento de que este trabalho pretende avaliar as alterações musculares, em vítimas de Acidente Vascular Encefálico (“derrame cerebral”) que apresentem seqüelas de hemiparesia crônica.

Inicialmente serei submetido a uma avaliação clínica e neurológica que terá como objetivo coletar dados pessoais e detectar alterações motoras presentes (a avaliação neurológica será realizada apenas com o grupo de hemiparéticos, sendo dispensada aos voluntários do grupo controle), e em seguida, serei submetido a dois procedimentos: 1) um exame de Ressonância Nuclear Magnética, de ambas as coxas, que será realizado no Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem (C.I.D.I.) da Santa Casa de Misericórdia de São Carlos; 2) a um teste isocinético de força muscular, também de ambas as coxas, que será realizado no Laboratório de Dinamometria Isocinética do Departamento de Fisioterapia da UFSCar.

Recebi informações quanto aos riscos na realização do exame de Ressonância Nuclear Magnética, de forma que, não posso realizá-lo se: a) fizer uso de marcapasso cardíaco, tendo em vista a interferência do campo magnético no funcionamento do mesmo; b) apresentar algum tipo de peça ou implantes metálicos em meu corpo, podendo estes, virem a se deformarem ou a se deslocarem de seu local de origem, e; c) em sendo mulher, se grávida ou amamentando.

Recebi também informações quanto aos riscos na realização do teste isocinético de forma que, não posso realizá-lo se: a) apresentar quadro de hipertensão arterial (“pressão alta”) e; b) tiver me alimentado há menos de 2 horas da realização do teste.

Tenho conhecimento de que possuo a liberdade de me recusar a participar ou me retirar do estudo em qualquer fase da pesquisa, sem que venha a sofrer nenhuma penalização ou prejuízo.

Autorizo à UFSCar a utilização dos dados e das informações, para fins exclusivamente científicos, respeitando os devidos códigos de ética, nos quais se baseia a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, segundo a qual, os dados obtidos durante este trabalho serão mantidos em sigilo, não podendo ser consultados por outras pessoas sem minha autorização por escrito, de modo que seja resguardada a minha privacidade.

Tenho conhecimento dos benefícios deste trabalho para o desenvolvimento da pesquisa no país e, principalmente, para a aplicação na prática clínica na área de fisioterapia contribuindo para a reabilitação dos portadores de seqüelas de Acidente Vascular Encefálico.

A presente autorização é realizada em caráter gratuito, sem qualquer ônus para a UFSCar. Qualquer dúvida ou problema o voluntário deve procurar a responsável pelo projeto, Profa. Dra. Tânia de Fátima Salvini, no Laboratório de Plasticidade Muscular no Departamento de Fisioterapia da UFSCar ou pelo telefone (16) 33518345.

Todas as informações contidas neste documento foram lidas e compreendidas. Fui informado que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pós-graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km 235 – Caixa Postal 676 – CEP 13.565-905 – São Carlos –SP – Brasil. Fone (16)33518110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br

São Carlos, _____ de _____ de _____.

Voluntário ou representante legal

RG:

Prof. Dra. Tânia de Fátima Salvini

Pesquisador Responsável pelo Projeto

APÊNDICE C – Manuscrito submetido à Physical Therapy (Estudo 2)

ScholarOne Manuscripts

Page 1 of 1

Physical Therapy

[Edit Account](#) | [Instructions & Forms](#) | [Log Out](#) | [Get Help Now](#)

SCHOLARONE[™]
Manuscripts

[Main Menu](#) → [Author Dashboard](#) → Submission Confirmation

You are logged in as Tanla Salvini

Submission Confirmation

Thank you for submitting your manuscript to *Physical Therapy*.

Manuscript ID: PTJ-2010-0133

Title: GROUND-LEVEL GAIT TRAINING COMBINING BODY WEIGHT SUPPORT AND
FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION IN PEOPLE FOLLOWING CHRONIC
STROKE

Authors: Salvini, Tanla
Medeiros, Christiane
Sousa, Catarina
Barela, Ana
Sousa, Andréa
Soares, Marcio

Date Submitted: 17-Apr-2010

 Print  Return to Dashboard

ScholarOne Manuscripts[™] v4.3.0 (patent #7,257,767 and #7,263,655). © ScholarOne, Inc., 2010. All Rights Reserved.
ScholarOne Manuscripts is a trademark of ScholarOne, Inc. ScholarOne is a registered trademark of ScholarOne, Inc.
[Terms and Conditions of Use](#) - [ScholarOne Privacy Policy](#) - [Get Help Now](#)

APÊNDICE D – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Estudo 2)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Departamento de Fisioterapia
Laboratório de Plasticidade Muscular

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto de Pesquisa:

**TREINO DE MARCHA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL, EM PISO
 FIXO, ASSOCIADO À ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL, EM
 HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS.**

Responsáveis pelo projeto:

Pesquisador responsável: Profa. Dra. Tania de Fátima Salvini

Pesquisador colaborador: Christiane Lanatovitz Prado Medeiros (Doutoranda do Programa de
 Pós-graduação em Fisioterapia da UFSCar)

Iniciação científica: Andréa Silva Souza e Marcio Rodrigues Soares (Alunos do Curso de
 Fisioterapia da UFSCar)

Voluntário nº _____.

Eu, _____, portador do
 RG _____, residente à _____,
 nº _____ Bairro _____, na cidade de _____, estado _____,
 concordo em participar como voluntário do projeto de pesquisa: **“Treino de marcha com
 suporte parcial de peso corporal, em piso fixo, associado à estimulação elétrica funcional,
 em hemiparéticos crônicos”**.

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

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

Tenho conhecimento de que este trabalho pretende avaliar a eficácia do treinamento de marcha em piso fixo, com a sustentação parcial do peso corporal, associado à estimulação elétrica funcional, em vítimas de Acidente Vascular Cerebral (“derrame cerebral”), que apresentem seqüelas de hemiparesia crônica.

Serei submetido a uma avaliação inicial, que constará de avaliação clínica e neurológica, bem como avaliação do padrão da marcha. Em seguida, participarei de um tratamento específico que consistirá em 3 fases de treinamento: fase A₁ = treinamento de marcha em piso fixo com suporte parcial de peso corporal; fase B = treinamento de marcha em piso fixo com suporte parcial de peso corporal, associado à estimulação elétrica funcional do pé parético; fase A₂ = treinamento de marcha em piso fixo com suporte parcial de peso corporal, sem a estimulação elétrica funcional. Cada fase de treinamento será realizada durante 45 minutos, três vezes por semana, durante seis semanas. Serão realizados os protocolos de avaliação clínica e da marcha ao início e término de cada fase de treinamento, bem como após três e seis meses do término dos treinamentos.

Recebi a informação de que tanto os procedimentos de avaliação quanto os treinamentos serão sempre acompanhados e monitorados por um fisioterapeuta responsável, de modo a evitar riscos de quedas, bem como alterações na função cardíaca que sejam prejudiciais à minha saúde (alterações de sinais vitais como: pressão arterial e frequência cardíaca).

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.

Autorizo à UFSCar a utilização dos dados e das informações, para fins exclusivamente científicos, respeitando os devidos códigos de ética, nos quais se baseia a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, segundo a qual, os dados obtidos durante este trabalho serão mantidos em sigilo, não podendo ser consultados por outras pessoas sem minha autorização por escrito, de modo que seja resguardada a minha privacidade.

Tenho conhecimento dos benefícios deste trabalho para o desenvolvimento da pesquisa no país e, principalmente, para a aplicação na prática clínica na área de fisioterapia contribuindo para a reabilitação dos portadores de seqüelas de Acidente Vascular Encefálico.

A presente autorização é realizada em caráter gratuito, sem qualquer ônus para a UFSCar. Qualquer dúvida ou problema o voluntário deve procurar a responsável pelo projeto, Profa. Dra. Tania de Fátima Salvini, no Laboratório de Plasticidade Muscular no Departamento de Fisioterapia da UFSCar, ou pelo telefone (16) 33518345.

Todas as informações contidas neste documento foram lidas e compreendidas. Recebi uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar minhas dúvidas sobre o projeto e minha participação, agora ou a qualquer momento.

Fui informado que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pós-graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km 235 – Caixa Postal 676 – CEP 13.565-905 – São Carlos –SP – Brasil. Fone (16)33518110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br

São Carlos, _____ de _____ de _____.

Voluntário ou representante legal

RG:

Prof. Dra. Tania de Fátima Salvini

Pesquisador Responsável pelo Projeto

ANEXOS

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética (Estudo 1)



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 0178.0.135.000-06

Título do Projeto: Alterações morfológicas do músculo esquelético de hemiparéticos crônicos

Classificação: Grupo III

Pesquisadores (as): Tânia de Fátima Salvini, Christiane Lanatovitz Prado (orientanda)

Parecer Nº 377/2006

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.3.2), 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: A proposta de estudo apresentada atende às exigências éticas e científicas fundamentais previstas na Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde. Recomenda-se descrever os riscos e benefícios separadamente no corpo do projeto. Estão adequados no TCLE.

3. Conclusão:

Projeto aprovado com recomendação

São Carlos, 22 de dezembro de 2006.

Prof. Dra. Márcia Niituma Ogata
 Coordenadora do CEP/UFSCar

ANEXO B – Escala Modificada de Ashworth

Escala de Ashworth Modificada para avaliação da Espasticidade

Valores:

- 0 Nenhum aumento no tônus muscular.
- 1 Leve aumento do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por resistência mínima, no final da amplitude de movimento articular (ADM), quando a região é movida em flexão ou extensão.
- 1+ Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante.
- 2 Aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente.
- 3 Considerável aumento do tônus muscular; o movimento passivo é difícil.
- 4 Parte afetada rígida em flexão ou extensão.

ANEXO C – Functional Ambulation Category

FUNCTIONAL AMBULATION CATEGORY (FAC)

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 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.

Referência: Wade (1992).

ANEXO D – Avaliação Motora de Rivermead**AVALIAÇÃO MOTORA DE RIVERMEAD**

Instruções gerais: Proceda nas tarefas seguindo os itens em ordem de dificuldade. Pontue 1 se o paciente é capaz de realizar a tarefa, zero se não for capaz. Permita que ele faça três tentativas. Se após as três tentativas, o paciente não conseguir realizar a tarefa, passe para o próximo item. Não forneça nenhum *feedback* de quando a tarefa está correta ou incorreta, somente o encoraje a realizá-la. Repita instruções e demonstre, quando necessário. Todas as tarefas para membros superiores se referem ao lado afetado.

Item	Pontos
Função Geral	
1. Sentar sem apoio, sem segurar na extremidade de cama, pés sem apoio.	
2. Deitado para sentado ao lado da cama, usando as mãos.	
3. Sentando para em pé. Pode usar mãos para empurrar. Tem que se levantar em 15 segundos e manter-se por 15 segundos, com ajuda se necessário.	
4. Transferir da cadeira de rodas para uma cadeira, do lado não afetado. Pode usar mãos.	
5. Transferir da cadeira de rodas para uma cadeira, do lado afetado. Pode usar mãos.	
6. Caminhar 10 m em lugar fechado com ajuda. Pode ajudar a andar. Não pode ajudar a por em pé.	
7. Subir degraus independentemente. Qualquer método. Pode usar corrimão.	
8. Caminhar 10 m em lugar fechado sem nenhuma ajuda. Nenhuma ajuda para ficar em pé. Nenhuma órtese, tala ou ajuda para caminhar.	
9. Caminhar 10 m, pegar saco de feijão no chão, voltar e colocar o saco	

novamente no chão. Nenhuma ajuda para ficar em pé. Pode usar qualquer mão que dê para apanhar o saco de feijão.	
10. Caminhar 40 m em lugar aberto. Pode usar ajuda para caminhar, órtese, ou tala. Nenhuma ajuda para ficar em pé.	
11. Subir e descer quatro degraus. Pode ter ajuda, mas não pode segurar no corrimão. Isto é aceito para testar habilidade de subir meio-fio ou escadaria sem corrimão.	
12. Correr 10 m. Tem que ser simétrico.	
13. Saltar no mesmo lugar cinco vezes com a perna afetada. Tem que saltar sem parar para recuperar equilíbrio. Nenhuma ajuda com braços.	
Função Total	

Tronco e membros inferiores	Pontos
1. Rolar para o lado afetado.	
2. Rolar para o lado não afetado.	
3. Ponte. Posição deitada. Perna afetada em flexão, o paciente tem que erguer o quadril do lado afetado. Terapeuta pode posicionar perna, mas o paciente tem que manter a posição até o movimento ser completado.	
4. Sentado para em pé. Não pode usar os braços. Pés devem estar em paralelo e o peso distribuído em ambos os pés.	
5. Deitado: perna afetada em flexão. Movimentar a perna para fora da cama com apoio. Por exemplo, caixa, lata, chão. Assim o quadril estará neutro e o joelho a 90°, enquanto descansa no apoio. Tem que manter o joelho afetado dobrado ao longo do movimento. Não permita rotação externa do quadril. Isto testa o controle de joelho e quadril.	
6. Em pé, erguer a perna (tríplice flexão) do lado afetado e depois do não afetado. Perna afetada sem retração de pelve ou hiperextensão de joelho. Isto testa controle de joelho e quadril, enquanto o peso é suportado pela perna não afetada.	
7. Em pé, bater ligeiramente no chão cinco vezes com o pé não afetado. Sem retração de pelve ou hiperextensão de joelho na perna afetada. Isto testa, novamente, joelho e controle de quadril, enquanto o peso é suportado pela perna	

afetada; é mais difícil que em 6.	
8. Deitado, realizar dorsiflexão do tornozelo afetado com a perna dobrada. Fisioterapeuta pode segurar a perna afetada na posição, joelho a 90 graus. Não permita nenhuma inversão. Tem que ter metade dos movimentos do pé não afetado.	
9. Deitado, realizar dorsiflexão do tornozelo afetado com a perna estendida. Mesmas condições de 8. Não permita qualquer inversão ou flexão de joelho. Pé tem que alcançar todo o movimento 90°.	
10. Em pé, com o quadril afetado em posição neutra, dobrar o joelho afetado. Terapeuta não pode posicionar a perna. Isto é extremamente difícil para a maioria dos pacientes hemiplégicos, mas é incluído para avaliar deficiência mínima.	
Função Total	

Membros superiores	Pontos
1. Deitado, protrair o complexo do ombro com o braço em elevação. O braço pode ser suportado.	
2. Deitado, manter o braço elevado com rotação externa por 2 segundos. O terapeuta pode posicionar o braço, mas o paciente deve manter com rotação externa. Não permita a pronação. O cotovelo deve estar em 30° da extensão total.	
3. Flexão e extensão do cotovelo com o braço como no item 2. O cotovelo deve estender até o 20° da extensão total. A palma da mão não deve voltar-se externamente durante nenhuma parte do movimento.	
4. Sentado, com cotovelo ao lado, fazer pronação e supinação, $\frac{3}{4}$ da ADM é aceitável, com o cotovelo não apoiado e nos ângulos certos.	
5. Apanhar uma bola à frente com ambas as mãos e colocar de volta. A bola deve estar na frente do paciente. Os ombros devem estar protraídos, cotovelos estendidos, punhos neutros ou estendidos e dedos estendidos em todo o movimento. Palmas devem permanecer em contato com a bola.	
6. Estenda o braço à frente, pegue uma bola de tênis da mesa, leve até o meio da coxa do lado afetado e, então, coloque-a sobre a mesa. Repita 5 vezes. O ombro deve estar protraído, cotovelo estendido e punho neutro ou estendido.	
7. Repita o mesmo exercício 6 com uma caneta. Paciente pode usar o polegar e	

os dedos para pegar.	
8. Pegar um pedaço de papel da mesa e colocar de volta 5 vezes. Paciente pode usar o polegar e os dedos para pegar o papel, mas não pode puxá-lo do canto da mesa. Posicionamento do braço como no item 6.	
9. Cortar uma massa com garfo e faca em um prato, sem deixar escorregar, e colocar os pedaços em um pote ao lado do prato.	
10. Parar um uma marca, manter a posição vertical, bater bola no solo com a palma da mão por 5 vezes contínuas.	
11. Oposição contínua do polegar com os dedos por 14 vezes em 10 s. Devem fazer os movimentos numa seqüência consistente. Não permita que o polegar deslize de um dedo ao outro.	
12. Supinação e pronação das mãos, no lado afetado, por 20 vezes em 10 s. O braço deve estar à frente do corpo, a palma e o dorso da mão afetada pode tocar a palma da mão sadia. Cada tapa conta como um.	
13. Parado, braço afetado abduzido a 90° com a superfície palmar contra a parede, manter a posição. Gire o corpo afastando da parede, isto é, rode o corpo para 90° tanto quanto seja possível. Não permita a flexão do cotovelo e o punho deve estar estendido com a palma da mão totalmente em contato com a parede.	
14. Passe uma faixa em volta da cabeça e amarre-a para trás. Não permita a flexão do pescoço. A mão afetada pode ser usada para nada mais que suportar a faixa. Testar sem ajuda da visão.	
15. Faça marcas na parede na altura do ombro. Bata ambas as mãos juntas nas marcas e depois as palmas se tocam e conta um. Fazer 7 vezes em 15 segundos. É um complexo padrão que envolve coordenação, velocidade e memória.	
Função Total	

Referência: Lincoln & Leadbitter (1979); Collen et al (1990).

ANEXO E – Parecer do Comitê de Ética (Estudo 2)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
 PRÓ-REITORIA DE 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 - <http://www.propq.ufscar.br/>

CAAE 0088.0.135.000-08

Título do Projeto: Treino de marcha com suporte parcial de peso corporal, em piso fixo, associado à estimulação elétrica funcional, em hemiparéticos crônicos.

Classificação: Grupo III

Pesquisadores (as): Tânia de Fátima Salvini, Christiane Lanatovitz Prado Medeiros (orientanda)

Andréa Silva Souza (orientanda)

Márcio Rodrigues Soares (orientanda)

Parecer Nº. 364/2008

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. 314/2008, de 24 de julho, foram satisfatoriamente resolvidas.

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

3. Conclusão:

Projeto aprovado

São Carlos, 12 de setembro de 2008.


 Prof. Dra. Cristina Paiva de Sousa
 Coordenadora do CEP/UFSCar