

**Universidade Federal de São Carlos
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia**

FERNANDA ROMAGUERA PEREIRA DOS SANTOS

**ANÁLISE DE DUAS PROPOSTAS PARA A REABILITAÇÃO
DA MARCHA EM INDIVÍDUOS PORTADORES DE
SEQUELAS NEUROLÓGICAS CRÔNICAS.**

**São Carlos
2010**

FERNANDA ROMAGUERA PEREIRA DOS SANTOS

**ANÁLISE DE DUAS PROPOSTAS PARA A REABILITAÇÃO
DA MARCHA EM INDIVÍDUOS PORTADORES DE
SEQUELAS NEUROLÓGICAS CRÔNICAS.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Doutor em Fisioterapia.

Orientação: Prof^a. Dr^a. Rosana Mattioli
Co-orientação: Prof^a. Dr^a. Ana Beatriz de Oliveira

**São Carlos
2010**

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

S237ad

Santos, Fernanda Romaguera Pereira dos.

Análise de duas propostas para a reabilitação da marcha em indivíduos portadores de sequelas neurológicas crônicas / Fernanda Romaguera Pereira dos Santos. -- São Carlos : UFSCar, 2010.

98 f.

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

1. Fisioterapia. 2. Reabilitação. 3. Marcha. 4. Treinamento resistido. 5. Suporte de Carga. 6. Tecnologia assistiva. I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE TESE DE DOUTORADO DE FERNANDA ROMAGUERA PEREIRA DOS SANTOS, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 10 DE MAIO DE 2010.

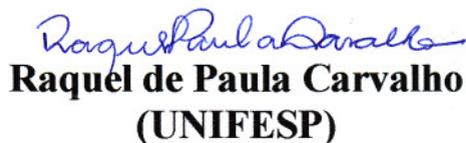
BANCA EXAMINADORA:



Rosana Mattioli
(UFSCar)



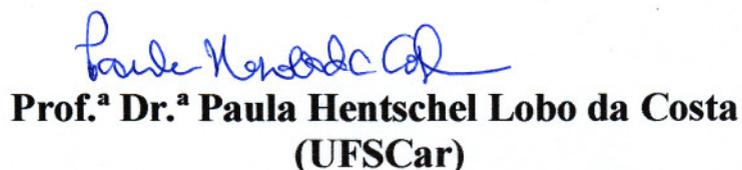
Tania de Fátima Salvini
(UFSCar)



Raquel de Paula Carvalho
(UNIFESP)



Rosana Macher Teodori
(UNIMEP)



Prof.ª Dr.ª Paula Hentschel Lobo da Costa
(UFSCar)

Estudo 1

Hemiparéticos crônicos aumentam a coativação da musculatura do tornozelo não parético para a manutenção do equilíbrio estático

Estudo 2

Treino funcional associado a exercícios resistidos para o tornozelo melhoram a propulsão da marcha no lado parético em hemiparéticos crônicos

Estudo 3

Melhora e retenção da função locomotora em crianças com paralisia cerebral após treino de marcha assistido por robô

*Now this is not the end.
It is not even the beginning of the end.
But it is, perhaps, the end of the beginning.*

Sir Winston Churchill

*Para Heloísa,
um suspiro de gente
que me trouxe um sopro de esperança.*

AGRADECIMENTOS

Meu muito obrigado às professoras Rosana Mattioli e Ana Beatriz de Oliveira, que direcionaram este trabalho, e ao Prof. Paolo Bonato, que me recebeu em seu laboratório e me ofereceu tantas oportunidades.

Agradeço aos professores Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Raquel de Paula Carvalho e Tânia de Fátima Salvini pela contribuição na banca de qualificação deste trabalho.

Agradeço a todas as pessoas que, de maneira direta ou indireta, caminharam ao meu lado nessa escolha e que acreditaram no meu esforço, me apoiaram nos momentos difíceis e me incentivaram a seguir sempre em frente.

Anna Carolyna Gianlorenço

Ana Cláudia Rennó

Benjamin Patritti

Camila Romaguera

Camila Volland

Cássia Silva

Chiara Mancinelli

Cleber Buosi, meu querido

Daniel Penteado

Diogo Garção

Fausto Crapanzano

Felipe Fregni

Flávia Faganello

Iahn Cajigas

Isis Albuquerque

Joana Germani

Karina Gramani

Karina Nogueira

Kelly Serafim

Lilian de Sena

Lucas Canto de Souza

Luciana Cofiel

Márcia Fávaro

Marco Di Gesù

Marcos Kishi

Mariana Aveiro

Mariana Ávila

Mariana Bueno

Mariana Françaço

Mauren Botelho

Meu Pai

Minha Mãe

Nadiesca Filipin

Patrícia Driusso

Patrick Kasi

Paula Camargo

Paula Lobo da Costa

Rachel Queiroz

Renata Neves

Renata Romaguera

Rosana Mattioli

Shyamal Patel

Suely Betanho

Tatiane Patrocínio

Todas as minhas famílias

Venere Ferraro

Professores, colegas e funcionários do PPG-FT

Meu MUITO obrigado a todos e a cada um de vocês!

A parte experimental deste trabalho foi desenvolvida no Laboratório de Neurociências do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, sob orientação da Profa. Dra. Rosana Mattioli. Parte deste trabalho foi realizada no *Motion Analysis Laboratory* do *Spaulding Rehabilitation Hospital*, hospital afiliado à Faculdade de Medicina de Harvard, sob orientação do Prof. Dr. Paolo Bonato, como parte do programa Doutorado Sanduíche.

Os créditos referentes às disciplinas foram obtidos junto ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

Este trabalho contou com apoio financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), processos número 140316/2007-8 e 202150/2007-0.

RESUMO

Este trabalho é composto por três estudos distintos. Inicialmente comparamos a coativação dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) em postura ortostática e durante a fase de apoio da marcha de indivíduos hemiparéticos (grupo hemiparético, GH; n = 12) e de indivíduos sem lesões neurológicas (grupo controle, GC; n = 10). Avaliamos o sinal eletromiográfico do TA e do GM e calculamos a taxa de sobreposição dos mesmos (ICoa). Em atividade estática observamos maior ICoa no membro não parético do GH quando comparado com o membro dominante do GC. Concluímos que hemiparéticos não apresentam alterações significativas da coativação na fase de apoio da marcha, mas em atividade estática parecem utilizar o aumento da coativação do lado não parético para a manutenção da estabilidade. No segundo estudo investigamos os efeitos da associação do treino de marcha em esteira com suporte parcial do peso corporal (TMESPP) ao treinamento de força para a musculatura do tornozelo sobre o controle motor em indivíduos hemiparéticos crônicos. Quinze voluntários foram distribuídos em 2 grupos de tratamento: 1) TMESPP (G1; n=7) e 2) TMESPP associado ao fortalecimento da musculatura do tornozelo (G2; n=8). Avaliamos o desempenho muscular nos movimentos de plantiflexão e dorsiflexão em dinamômetro isocinético nas velocidades de 60°/s e 120°/s, através dos valores de pico de torque (PT), trabalho total (TT) e tempo de aceleração (TA). Para avaliação da marcha analisamos as forças de reação do solo (FRS). Houve aumento do PT e do TT da plantiflexão a 60°/s do lado parético, e aumento dos picos positivos do componente ântero-posterior das FRS em ambos os lados do G2. Sugerimos que a intervenção proposta provoca melhora nos componentes da propulsão da marcha. O terceiro estudo avaliou o efeito do treino de marcha assistido por robô (TMAR) em 20 crianças com diparesia espástica (12 sexo masculino, 5-13 anos). Avaliamos medidas funcionais e padrões espaço-temporais da marcha antes, após e três meses depois do término da intervenção. As comparações revelaram melhora significativa nas medidas funcionais e na mecânica da marcha. Concluímos que o TMAR promove melhoras nos padrões da marcha, e que a aprendizagem dessa nova tarefa é retida mesmo após a interrupção do treino.

Palavras-chave: reabilitação, marcha, hemiparesia, paralisia cerebral, treinamento de resistência, treinamento com suporte de peso corporal, tecnologia assistiva.

ABSTRACT

This work is composed of three distinct studies. In the first one, we compared the muscle coactivation of tibialis anterior (TA) and gastrocnemius medialis (GM) during quiet stance and the also during the stance phase of gait in hemiparetic subjects (hemiparetic group, HG, n=12) and in subjects with no neurologic injuries (control group, CG, n=10). We evaluated the TA and GM electromyographic signal and calculated their overlapping ratio (OR). We concluded that these individuals do not present significant coactivation alterations in the stance phase of gait, but in quiet stance they seem to use the coactivation of the non-paretic limb to maintain postural stability. In the second study we investigated the effects of the association of treadmill training with body weight support (TTBWS) associated with strength training of ankle muscles on the motor control in chronic hemiparetic subjects. Fifteen volunteers were distributed into 2 treatment groups: 1) TTBWS (G1; n=7); and 2) TTBWS associated with resistance training for dorsi and plantar flexors (G2; n=8). We evaluated muscle performance of plantar flexion and dorsiflexion in an isokinetic dynamometer through peak torque (PT), total work (TW) and acceleration time (AT) at the speeds of 60°/s and 120°/s. For gait analysis we assessed the ground reaction forces (GRF). There was an increase in PT and TT of plantar flexion at 60°/s in the paretic side, and an increase in the positive peak of the anterior-posterior GRF component in both sides of G2. We suggested that the proposed intervention leads to improvements in the components related to propulsion of gait. In the third study, we evaluated the effect of the robot assisted gait training (RAGT) in children with spastic diplegia. Twenty children (12 male, 5-13 years old) were evaluated for functional outcomes and spatial-temporal patterns of gait before, after and 3 months after the end of the intervention. Comparisons revealed significant improvements on functional outcomes and in gait mechanics. We concluded that RAGT promotes better gait patterns, and that the learning of this new task is retained even after the end of the intervention.

Key words: rehabilitation, gait, hemiparesis, cerebral palsy, resistance training, treadmill training with body weight support, assistive technology.

Lista de Figuras

Introdução

Figura 1: Representação esquemática das fases e subfases da marcha..... 19

Estudo 1

Figura 1: Valores de média (\pm erro padrão da média) para o ICoa em atividade dinâmica (fase de apoio da marcha)..... 32

Figura 2: Valores de média (\pm erro padrão da média) para o ICoa em atividade estática. 32

Estudo 2

Figura 1. Voluntário durante a sessão do treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso, na última semana de tratamento. A terapeuta já pode auxiliar apenas no posicionamento do pé..... 46

Figura 2. Posicionamento utilizado para o treino de fortalecimento dos dorsiflexores e flexores plantares. 48

Estudo 3

Figura 1. A, criança durante o treino de marcha assistido por robôs no equipamento Lokomat; B, imagem aproximada para visualização do sistema de fixação do exoesqueleto aos membros inferiores..... 64

Figura 2. Pontuação nas dimensões D e E da Escala GMFM medidas ao longo do tempo. Dados expressos em média \pm EPM..... 65

Figura 3. Velocidade da marcha obtida no Teste de Caminhada de 10 metros, medida ao longo do tempo. Dados expressos em média \pm EPM..... 66

Figura 4. Resistência a marcha obtida no Teste de Caminhada de 6 minutos, medida ao longo do tempo. Dados expressos em média \pm EPM..... 67

Lista de Tabelas

Estudo 1

Tabela 1. Descrição da amostra.....	28
-------------------------------------	----

Estudo 2

Tabela 1. Descrição da amostra.....	44
Tabela 2. Média (DP) das variáveis de desempenho muscular dos lados parético e não parético obtidas por teste isocinético do movimento de plantiflexão nas velocidades de 60°/s e 120°/s antes e após a intervenção	50
Tabela 3. Média (DP) das variáveis de desempenho muscular dos lados parético e não parético obtidas por teste isocinético do movimento de dorsiflexão nas velocidades de 60°/s e 120°/s antes e após a intervenção	50
Tabela 4. Média (DP) dos índices referentes aos componentes vertical e ântero-posterior das forças de reação ao solo antes e após a intervenção.....	51

Estudo 3

Tabela 1. Características clínicas e demográficas dos 20 participantes.....	61
Tabela 2. Variáveis espaço-temporais ao longo do tempo	67

SUMÁRIO

<u>1</u>	<u>INTRODUÇÃO.....</u>	<u>16</u>
1.1	A HEMIPARESIA	16
1.2	MARCHA NORMAL – CARACTERÍSTICAS E CONTROLE MOTOR.....	18
1.3	MARCHA HEMIPARÉTICA – CARACTERÍSTICAS E CONTROLE MOTOR	21
<u>2</u>	<u>ESTUDO 1 – HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS AUMENTAM A COATIVÇÃO DA MUSCULATURA DO TORNOZELO NÃO PARÉTICO PARA A MANUTENÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO 24</u>	
2.1	INTRODUÇÃO	26
2.2	METODOLOGIA	27
2.2.1	AMOSTRA.....	27
2.2.2	PROCEDIMENTOS	28
2.2.3	PROCESSAMENTO DOS DADOS	30
2.2.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA	31
2.3	RESULTADOS	31
2.4	DISCUSSÃO	33
<u>3</u>	<u>CONTEXTUALIZAÇÃO.....</u>	<u>36</u>
3.1	A ABORDAGEM FUNCIONAL NA REABILITAÇÃO DA MARCHA EM PACIENTES HEMIPARÉTICOS..	36
3.2	FORTELECIMENTO MUSCULAR EM PACIENTES HEMIPARÉTICOS	38
<u>4</u>	<u>ESTUDO 2 – TREINO FUNCIONAL ASSOCIADO A EXERCÍCIOS RESISTIDOS PARA O TORNOZELO MELHORAM A PROPULSÃO DA MARCHA NO LADO PARÉTICO EM HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS.....</u>	<u>40</u>
4.1	INTRODUÇÃO	42
4.2	MATERIAIS E MÉTODOS	43
4.2.1	CASUÍSTICA.....	43
4.2.2	PROCEDIMENTOS.....	45
4.2.3	INTERVENÇÃO	46
4.2.4	PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	48
4.2.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	49
4.3	RESULTADOS	49
4.4	DISCUSSÃO	51
<u>5</u>	<u>CONTEXTUALIZAÇÃO.....</u>	<u>55</u>
5.1	TENDÊNCIAS EM REABILITAÇÃO DA MARCHA.....	55

<u>6</u>	<u>ESTUDO 3 – MELHORA E RETENÇÃO DA FUNÇÃO LOCOMOTORA EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL APÓS TREINO DE MARCHA ASSISTIDO POR ROBÔ</u>	<u>57</u>
6.1	INTRODUÇÃO	59
6.1.1	METODOLOGIA	61
6.1.2	AMOSTRA	61
6.1.3	PROCEDIMENTOS	62
6.1.4	INTERVENÇÃO	63
6.1.5	ANÁLISE DOS DADOS	64
6.2	RESULTADOS	65
6.3	DISCUSSÃO	67
<u>7</u>	<u>CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPECTIVAS FUTURAS</u>	<u>70</u>

1 Introdução

A restauração da marcha é um objetivo importante na reabilitação de pacientes com comprometimentos motores relacionados a afecções neurológicas. Nessa tese avaliamos um componente específico do controle motor durante a marcha e também duas propostas de tratamento que utilizam uma abordagem funcional do movimento para a melhora da marcha. Os dois estudos iniciais foram direcionados à população com sequelas motoras de acidente vascular encefálico (AVE). No primeiro trabalho estudamos a coativação dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial durante a execução de uma atividade estática e outra dinâmica, caracterizando o padrão de sujeitos hemiparéticos. No segundo estudo analisamos o efeito da terapia de marcha com suspensão parcial de peso associada ao fortalecimento muscular nesta população. No estudo final analisamos o efeito da terapia com o uso de um dispositivo robótico sobre a marcha de crianças com diparesia espástica secundária a paralisia cerebral.

1.1 A hemiparesia

O AVE é uma doença multifatorial que envolve diversos fatores de risco – tais como idade, sexo, fumo, acesso a tratamento médico, dentre outros –, e ocorre predominantemente em adultos de meia-idade e idosos. Clinicamente é definido como “distúrbio da função cerebral focal ou global de origem presumidamente vascular, que se apresenta subitamente e dura mais de 24 horas (podendo levar o indivíduo à morte)” (WHO SPECIAL REPORT, 1989).

Dados do estudo “*Global Burden of Disease*” da Organização Mundial de Saúde indicam que o AVE é a principal causa de incapacidade neurológica nos países desenvolvidos e o maior problema de saúde pública tanto em países desenvolvidos quanto nos em desenvolvimento (MURRAY; LOPEZ, 1996). Projeções demográficas sugerem que um aumento abrupto no número de eventos de AVE pode ser esperado nas próximas décadas, especialmente nos países asiáticos e latino-americanos, considerando o crescente

envelhecimento da população nessas regiões (TRUELSEN; BONITA, 2002). Ainda, os notáveis avanços desenvolvidos recentemente para o tratamento agudo do AVE apontam para um maior número de pacientes que sobrevivem e se recuperam, e que esperam retomar suas atividades e reassumir seus papéis sociais (LOPEZ-YUNEZ, 2002).

A lesão causada no tecido nervoso pode acarretar diversas sequelas motoras, sensoriais e/ou cognitivas, de acordo com o mecanismo, a localização e a extensão do foco de lesão. Estas sequelas desencadeiam uma série de disfunções e incapacidades para a vida dos pacientes e implicam na necessidade de adaptações aos graus variáveis de comprometimento, caracterizando a incapacidade crônica como o principal ônus do AVE. Uma das mais importantes sequelas motoras do AVE é a hemiparesia. Um dos mecanismos envolvidos na instalação deste quadro é a lesão das vias neurais descendentes, que provoca anormalidades no padrão espaço-temporal de recrutamento das unidades motoras, prejudicando a habilidade dos músculos em gerar tensão pela alteração nos padrões de iniciação e execução dos movimentos e interferindo diretamente na função locomotora desses pacientes.

As funções iniciais relacionadas à marcha estão prejudicadas em aproximadamente 2/3 dos pacientes na fase aguda do AVE, sendo que metade destes não consegue caminhar nem com ajuda (JORGENSEN et al, 1995). Após um ano do episódio vascular os pacientes ainda encontram dificuldades para se locomover, uma vez que muitos permanecem com prejuízos físicos que afetam profundamente as atividades da vida diária (AVD) e a qualidade de vida. No Brasil, 57% dos sobreviventes de AVE ainda apresentam dependência funcional nesse período (MINELLI et al, 2007), em contraste com a estatística de países desenvolvidos, em que esse índice cai para aproximadamente 30% (WOLFE, 2000). No estudo conduzido na cidade de Matão observou-se que a recuperação da marcha independente ocorreu em apenas 49,9% dos pacientes após um ano do episódio vascular (MINELLI et al, 2007), valor similar ao apresentado em países desenvolvidos (JORGENSEN et al, 1995).

Em indivíduos hemiparéticos crônicos são observados com frequência desequilíbrios posturais e disfunções relacionadas à força e ao padrão de recrutamento muscular, comprometendo a execução dos movimentos cíclicos da marcha, que envolvem a coordenação e alternância de movimentos entre os segmentos corporais. Por isso, ainda que os indivíduos recuperem a marcha independente, grande parte dos hemiparéticos crônicos ainda apresentam comprometimentos na eficiência e no gasto energético da marcha,

desencorajando a prática do andar (WEATHERALL, 2004) e aumentando o risco de quedas nessa população. Sendo assim, a restauração da eficiência do andar é um dos principais objetivos da reabilitação para os pacientes hemiparéticos, uma vez que a locomoção auxilia tanto na segurança e independência do indivíduo quanto em sua reinserção na comunidade.

1.2 Marcha normal – características e controle motor

A marcha pode ser definida como um conjunto de comportamentos motores compostos por movimentos integrados do organismo, que permite aos seres humanos a locomoção no espaço em função da quantidade de deslocamento do centro de massa do corpo ao longo dos eixos x, y, e z (WINTER, 1991; LIEBER, 1992). A locomoção envolve três elementos essenciais: progressão, estabilidade e adaptação do centro de massa (PERRY, 2004); e é realizada através de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (exercidas pelo sistema músculo-esquelético) e externas (inércia, gravidade e atrito), em que as extremidades inferiores são utilizadas para propulsão (ROSE; GAMBLE, 1998). A marcha é desencadeada pela atividade muscular voluntária, que causa uma redistribuição nas forças internas fazendo com que o centro de massa assuma uma posição que ultrapassa a zona de estabilidade e permite o seu deslocamento (KUO; DONELAN, 2010).

O mais alto grau de eficiência coordenativa em uma tarefa ocorre quando o organismo é capaz de estruturar seu movimento de maneira a se aproveitar totalmente das forças externas (BERNSTEIN, 1967, apud ROSE; GAMBLE, 1998). Sendo assim, em uma tarefa funcional como a marcha a quantidade de energia despendida por indivíduos normais é mínima, e os movimentos são coordenados por estratégias eficientes e eficazes a fim de minimizar o desgaste do aparelho locomotor.

Em indivíduos saudáveis a marcha segue um padrão estereotipado de movimentos que se repetem com pouca variabilidade, ainda que a maneira com a qual cada pessoa executa a marcha seja única. Estes padrões são caracterizados por eventos cíclicos bastante definidos e podem ser desmembrados para melhor descrever cada etapa da atividade locomotora, configurando as fases e subfases da marcha (Figura 1).

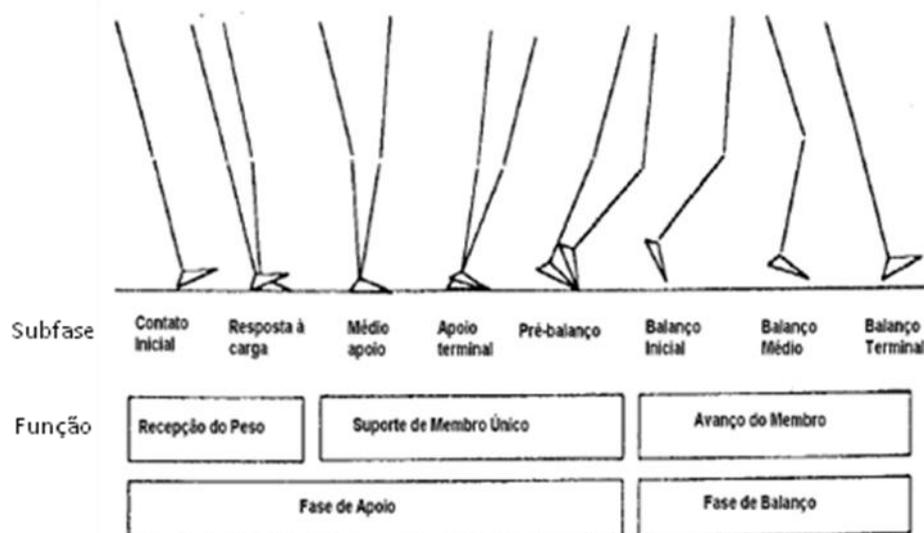


Figura 1: Representação esquemática das fases e subfases da marcha.

A marcha é uma tarefa bastante complexa que requer a coordenação de vários músculos agindo sobre articulações diversas em diferentes instantes, ao mesmo tempo em que comporta flexibilidade e capacidade de adaptação do sistema às restrições externas (NIELSEN, 2003). Modelos biomecânicos sugerem que a coordenação e controle da marcha podem advir de restrições mecânicas inerentes ao sistema musculoesquelético, as quais estão incorporadas nos comandos neurais envolvidos no andar (WINTER, 1991). Além disso, teorias contemporâneas do controle motor sugerem que o modo como o indivíduo interage com o ambiente pode ser aprendido através da construção de modelos internos antecipatórios, ou seja, representações abstratas da tarefa e da dinâmica corporal em relação ao espaço (CARR; SHEPHERD, 2003). Essas representações são desencadeadas tanto no desenvolvimento de novas habilidades quanto na adaptação de uma habilidade a situações específicas (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2002). Sugere-se que grupos de neurônios relacionados ao repertório inicial do indivíduo (baseado na experiência anterior da tarefa) sofrem alterações que modificam o padrão do movimento, que pode ser modulado pela retroalimentação sensorial posteriormente. Sendo assim, a coordenação da marcha é fortemente influenciada pela prática, treino e/ou experiências anteriores.

No sistema nervoso, o controle motor da marcha é alcançado através da integração da atividade da circuitaria neuronal espinhal, da retroalimentação sensorial e dos comandos motores descendentes, coordenando a ordem e o tempo de recrutamento dos músculos

envolvidos no movimento. O sistema de controle do movimento pode ser subdividido em três níveis de organização (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002). No nível mais alto o objetivo do movimento e a melhor estratégia para atingi-lo são processados, envolvendo as áreas de associação do neocórtex e os núcleos da base. As informações sensoriais processadas nesse nível são utilizadas para a construção da imagem mental do corpo e sua relação com o ambiente. O córtex motor e o cerebelo compõem o nível médio do controle do movimento, em que a tática para atingir o objetivo é processada através do planejamento da sequência temporal e espacial das contrações musculares, a fim de produzir o movimento suave e preciso. As escolhas selecionadas para o planejamento da tática são normalmente baseadas na memória das informações sensoriais obtidas em movimentos executados anteriormente. O último nível é representado pelo tronco cerebral e a medula espinhal, onde a ativação dos neurônios motores e interneurônios gerará o movimento direcionado ao objetivo, e onde os ajustes posturais necessários são realizados. A retroalimentação sensorial é utilizada para a manutenção da postura, do comprimento e tensão musculares durante e após a execução do movimento voluntário.

Apesar do envolvimento de várias estruturas cerebrais no controle do movimento voluntário, sabe-se que redes neuronais especializadas localizadas na medula espinhal são capazes de gerar atividades rítmicas e coordenadas inerentes à marcha, denominadas geradores centrais de padrão (GCP) (SCHWARTZ et al, 2003). Estas redes não dependem de informações sensoriais para serem ativadas, mas parecem ser fortemente reguladas pelo envio de informação dos proprioceptores articulares. Além disso, a atividade dos GCP's depende da influência supraespinhal, principalmente pela via córtico-espinhal, que leva informações do córtex motor diretamente aos neurônios medulares e contribui significativamente na modulação da atividade muscular durante a marcha através do controle da velocidade da locomoção. Esta modulação é obtida através do refinamento do padrão do movimento em resposta às informações sensoriais e proprioceptivas provenientes dos membros, alterando o movimento do membro de acordo com a necessidade (DIETZ, 1996). Sendo assim, o padrão da atividade motora pode ser alterado por qualquer interferência no funcionamento dos GCP's, que inclui as lesões do trato córtico-espinhal presentes em grande parte dos AVE's.

1.3 Marcha hemiparética – características e controle motor

A marcha eficiente pode ser dividida em cinco componentes principais: absorção da energia mecânica na fase de apoio inicial, promoção de apoio ao corpo, manutenção do equilíbrio postural, elevação do pé na fase de balanço, e geração de propulsão para efetuar a progressão para frente (WINTER, 1991). As alterações neuromusculares e as estratégias de compensação decorrentes da hemiparesia interferem diretamente na função coordenativa em indivíduos hemiparéticos, que podem apresentar déficits em qualquer dos componentes essenciais da locomoção (ou uma associação deles) dependendo do grau e do tempo da lesão. Desse modo, o padrão da marcha nesses indivíduos apresenta-se alterado tanto no domínio temporal quanto no espacial. Entretanto, a caracterização da marcha na população hemiparética não define um padrão único, mas uma grande variabilidade de comportamentos distribuídos desigualmente entre grupos com quadros clínicos semelhantes.

Nos indivíduos com hemiparesia crônica algumas características podem estar presentes com maior frequência, como velocidade diminuída (OLNEY; RICHARDS, 1996), e aumento do gasto energético e metabólico (DETREMBLEUR et al, 2003). Nota-se que o deslocamento angular das articulações também está diminuído, principalmente nos indivíduos que apresentam menor velocidade na marcha. Em geral observa-se uma diminuição da dorsiflexão no contato inicial do pé com o solo, da flexão do joelho e da dorsiflexão na fase de balanço, e da extensão do quadril na fase final do apoio (KIM; ENG, 2004; CHEN, 2003). Entretanto, essas alterações são bastante variáveis e outros desvios podem estar presentes.

Observa-se uma tendência de aumento na duração da fase de balanço, diminuição da fase de apoio e redução das forças de reação ao solo (FRS) no lado parético, sendo que a simetria dos valores das FRS encontrados entre os membros parético e não-parético relaciona-se positivamente com o aumento da velocidade da marcha (KIM; ENG, 2003). Observa-se também que a fraqueza da musculatura responsável pela flexão plantar é um fator limitante na velocidade da marcha (OLNEY, 1994), ainda que a musculatura flexora do quadril possa auxiliar no desenvolvimento da marcha mais rápida (NADEAU et al, 1999). Milot e colaboradores (2006) sugerem que os músculos mais fracos tendem a mostrar maior

esforço para a realização da marcha, especialmente os flexores plantares. Essas características são reforçadas por anormalidades encontradas no padrão temporal de ativação muscular, tanto no lado parético quanto no lado não parético (DEN OTTER et al, 2007).

A assimetria dos parâmetros espaço-temporais, cinemáticos, cinéticos e/ou eletromiográficos é uma característica evidente na marcha de hemiparéticos, sugerindo que adaptações na coordenação intra- e inter-membros ocorrem após o AVE. Tais adaptações parecem ocorrer também no membro não parético, que pode apresentar algum grau de disfunção motora (DEN OTTER et al, 2007). Estudos apontam alterações no lado não parético como consequência da lesão neurológica e também como resultado das adaptações impostas pelos déficits no desempenho do lado parético (NOSKIN et al, 2008).

Na marcha normal as características temporais de atividade dos músculos relacionados à marcha seguem um padrão estereotipado. A geração de energia deriva principalmente da ativação dos flexores plantares na impulsão (*push-off*), dos flexores do quadril no balanço inicial e dos extensores do quadril no apoio inicial. Os flexores plantares também absorvem energia na fase de apoio (5-20% do ciclo) (WINTER, 1991).

Em hemiparéticos a ordem temporal de atividade frequentemente é prejudicada, seja por prejuízos no controle central do movimento ou pelo desenvolvimento de estratégias neuromusculares compensatórias. Através de um modelo biomecânico Higginson e colaboradores (2006) descreveram algumas diferenças no padrão de ativação dos músculos de indivíduos normais andando em velocidade lenta em relação ao padrão de hemiparéticos, mostrando que os flexores plantares colaboram menos no apoio médio em ambos os lados nos hemiparéticos, e que os dorsiflexores e os flexores do joelho do lado parético apresentam um padrão de ativação contraproducente, tornando necessária a ativação compensatória dos extensores do quadril e do joelho para a manutenção da estabilidade. Estes resultados foram confirmados no estudo de Parvataneni e colaboradores (2007), que estudaram a marcha de 28 hemiparéticos crônicos e relacionaram os déficits no trabalho observado nos extensores do quadril e nos flexores plantares do lado parético com a velocidade da marcha diminuída nesta população. No lado parético a ativação do gastrocnêmio medial é maior durante a fase de apoio inicial, enquanto o tibial anterior apresenta maior duração na ativação durante o balanço e menor ativação no apoio simples (DEN OTTER et al, 2007).

A habilidade de manter o apoio simples é um determinante importante da estabilidade da marcha, pois a transferência de peso para o membro de apoio é que permite que o membro oposto avance, e conseqüentemente, o passo ocorra (PERRY, 2004). Autores sugerem que a estabilidade postural é um dos fatores preditivos de prognóstico da marcha (OLNEY; GRIFFIN; MBRIDE, 1998). Esta tarefa requer estabilidade articular, obtida através da propriocepção, do reflexo de estiramento e do ajuste dinâmico através da ativação sinérgica de pares agonista-antagonista (coativação).

Indivíduos hemiparéticos tendem a apresentar dificuldade para fazer a descarga total do peso corporal sobre o lado parético, e na intenção de fazê-lo apresentam coativação excessiva dos músculos estabilizadores. O aumento da duração da coativação entre pares agonista-antagonista pode representar uma estratégia coordenativa importante para a adaptação dos hemiparéticos aos prejuízos primários de produção de força pelos músculos envolvidos na manutenção do equilíbrio postural, utilizada como uma forma de aumentar a estabilidade (LAMONTAGNE; RICHARDS; MALOUIN, 2000). No entanto, a coativação excessiva durante a marcha diminui sua funcionalidade, e em conseqüência observa-se um aumento na taxa de fadiga.

Com base na importância da estabilidade articular para a locomoção segura, faz-se importante avaliar quais as estratégias utilizadas por indivíduos que sofreram uma lesão neurológica para conseguir esta estabilidade em postura vertical imóvel e durante a marcha. A partir deste conhecimento, pode-se então planejar estratégias de reabilitação para estes indivíduos com o objetivo de melhorar sua independência e qualidade de vida.

2 Estudo 1 – Hemiparéticos crônicos aumentam a coativação da musculatura do tornozelo não parético para a manutenção do equilíbrio estático

Fernanda Romaguera, Lilian Gleice de Sena, Mariana Arias Avila, Ana Beatriz de Oliveira,
Rosana Mattioli

Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos

Resumo

A coativação muscular afeta diretamente a estabilidade postural estática e dinâmica, normalmente comprometidas em indivíduos com sequelas motoras após um acidente vascular encefálico. O objetivo deste estudo foi quantificar a ativação sinérgica dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) em postura ortostática e durante a fase de apoio da marcha de indivíduos hemiparéticos (grupo hemiparético, GH; n = 12) e de indivíduos sem lesões neurológicas (grupo controle, GC; n = 10). Avaliamos o sinal eletromiográfico dos músculos TA e GM e calculamos a taxa de sobreposição dos mesmos (ICoa) durante a execução de cada atividade. Durante a fase de apoio da marcha observamos maior ICoa no lado dominante do GC comparado ao lado não dominante (Teste t para medidas pareadas, $p=0,039$), mas não encontramos diferenças entre os lados do GH, e nem entre os grupos. Em atividade estática observamos maior ICoa no membro não parético do GH quando comparado com o membro dominante do GC (Mann-Whitney, $p=0,035$). Concluímos que indivíduos hemiparéticos crônicos não apresentam alterações significativas na coativação durante a fase de apoio da marcha, mas em atividade estática parecem utilizar a coativação da musculatura do tornozelo não parético como estratégia de adaptação para a manutenção da estabilidade postural.

Palavras-chave: eletromiografia, marcha, controle postural, hemiparesia, tornozelo.

2.1 Introdução

A ativação sinérgica (ou coativação) da musculatura agonista-antagonista é um importante componente do controle motor e está relacionada ao aumento da rigidez articular e ao ganho de estabilidade durante a execução de atividades (AQUINO et al, 2004). Pode-se quantificar a coativação através do Índice de Coativação (ICoa), que indica a porcentagem da sobreposição da atividade dos músculos em questão por um período de tempo determinado. Em pessoas com sequelas neurológicas decorrentes de Acidente Vascular Encefálico (AVE) são observadas alterações no recrutamento temporal e espacial das unidades motoras, diminuindo a capacidade do músculo gerar tensão e acarretando uma coativação prolongada. Essas alterações afetam o controle da postura (PEURALA et al 2007) e da realização de atividades funcionais (LAMONTAGNE et al, 2002).

O controle postural na posição ortostática está associado à capacidade do indivíduo controlar a oscilação ântero-posterior do corpo. Para tal a sinergia muscular do tornozelo é utilizada como primeira escolha para a manutenção do equilíbrio nessa posição, uma vez que o modelo de pêndulo invertido parece ser uma aproximação adequada para a postura ortostática (GEURTS et al, 2005; WINTER et al, 1998). O controle adequado da musculatura do tornozelo parece influenciar também na resposta do mecanismo do quadril (SAFFER; KIEMEL; JEKA, 2008), realçando a importância dos músculos do tornozelo na manutenção do equilíbrio estático (GEURTS et al, 2005; GATEV et al, 2008). Indivíduos saudáveis em postura ortostática sem perturbações apresentam ativação mínima da musculatura do tornozelo, com ação predominante dos flexores plantares. Por outro lado, indivíduos hemiparéticos apresentam maior oscilação ântero-posterior (PEURALA et al, 2007), indicando que esses indivíduos precisam dispor de maior atividade muscular dos músculos do tornozelo para manutenção da estabilidade.

O controle do equilíbrio dinâmico é fortemente influenciado pela experiência prévia, pela prática e treinamento, já que envolve ajustes posturais antecipatórios. No entanto, esse controle também possui um componente reflexo, que pode estar prejudicado em sujeitos com lesões do sistema nervoso central. Na marcha normal, observa-se coativação da musculatura do tornozelo no início da fase de apoio (PERRY, 2004), mas conforme o corpo se acomoda sobre o pé de apoio essa ativação sinérgica diminui. Sabe-se que quando em

excesso a coativação tem grande impacto no desempenho de tarefas funcionais como a locomoção, acarretando um gasto energético excessivo e a diminuição da eficiência da marcha em hemiparéticos (LAMONTAGNE; RICHARDS; MALOUIN, 2005; DETREMBLEUR et al, 2003). Segundo Den Otter e colaboradores (2007) a análise da coativação é de particular interesse na marcha hemiparética, já que a atividade sinérgica de flexores (na fase de balanço) e extensores (na fase de apoio) representam uma característica chave para o controle muscular. Em consequência, estudos que abordem esse mecanismo específico são importantes para auxiliar o entendimento do controle da marcha e o aprimoramento das terapias disponíveis para a reabilitação da marcha de hemiparéticos.

Partimos da hipótese de que a coativação em atividade dinâmica e em atividade estática estaria prejudicada em indivíduos hemiparéticos se comparada à coativação de indivíduos saudáveis, principalmente no lado parético. O objetivo deste estudo foi comparar o padrão de coativação da musculatura do tornozelo por meio de eletromiografia em postura ortostática e durante a marcha entre estas duas populações.

2.2 Metodologia

2.2.1 Amostra

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) (parecer n°203/2006, Anexo A). Antes de qualquer procedimento, explicamos aos voluntários o objetivo e a metodologia da pesquisa e obtivemos o consentimento dos mesmos por escrito (Apêndice A).

Selecionamos uma amostra de 22 voluntários na faixa etária de 50 a 70 anos de ambos os gêneros e, de acordo com os critérios de inclusão e exclusão, os distribuimos em dois grupos: controle (GC; n = 10) e hemiparético (GH; n = 12). A descrição da amostra pode ser encontrada na Tabela 1. Recrutamos os voluntários do GH na Unidade Saúde Escola da UFSCar e os do GC na população do campus da mesma Universidade.

Para inclusão no GH consideramos: 1) diagnóstico clínico de AVE na região da artéria cerebral média ocorrido há pelo menos seis meses, 2) graduação menor ou igual a 4 na escala Functional Ambulatory Classification (FAC, HOLDEN et al, 1984) (Anexo B), 3) grau de espasticidade do tornozelo menor ou igual a 2 na Escala de Ashworth Modificada (BOHANNON; SMITH, 1987) (Anexo C). Os critérios de exclusão foram: 1) déficit cognitivo que impedisse a compreensão das instruções dadas pelo avaliador, 2) relato pelo paciente (ou acompanhante) de doenças que se traduzissem em risco ou que interferissem de forma significativa na análise proposta, tais como cardiopatias e pneumopatias graves, lesões ortopédicas e/ou reumáticas nos membros inferiores.

Tabela 1. Descrição da amostra

	Grupo Hemiparético (n = 12)	Grupo Controle (n = 10)
Homem/mulher	9/3	5/5
Idade (anos)*	56,1 (7,6)	63,4 (5,15)
Início do AVE (meses)*	47,43 (40,67)	NA
Tipo de AVE (I/H)	10/2	NA
Lado dominante (D/E)	12/0	10/0
Lado parético (D/E)	8/4	NA
FAC (nível 3/nível 4)	2/10	NA
Escala de Ashworth Modificada (1/1+/2)	5/6/1	NA

Abreviações: I, isquêmico; H, hemorrágico; D, direita; E, esquerda; NA, não se aplica.

* Dados estão expressos em média (DP).

Os voluntários do GC deveriam ser sedentários. Foram considerados ativos os que praticavam atividade física moderada ou intensa na maior parte dos dias da semana (PATE et al, 2005). Excluímos os voluntários que relataram propensão a quedas (ou quase-quedas) nos últimos seis meses.

2.2.2 Procedimentos

Os dados de cada paciente foram coletados em um único dia no Núcleo Multidisciplinar de Análise do Movimento da UFSCar. Coletamos a atividade elétrica dos

músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) durante a fase de apoio da marcha (atividade dinâmica) e em posição ortostática (atividade estática).

Utilizamos duas plataformas de força (modelo 4060-08, Bertec Corporation, Ohio, EUA) embutidas em uma pista de nove metros de extensão por um metro de largura para a captura da fase de apoio da marcha, que foi determinada pela força de reação do solo vertical. Durante a coleta as plataformas permaneciam cobertas por uma passadeira para que não fosse possível a visualização das mesmas pelos voluntários. Os dados das plataformas e o sinal eletromiográfico (EMG) foram capturados simultaneamente a partir de uma unidade de aquisição única, a uma frequência de aquisição de 1000 Hz por canal, sendo sincronizados em tempo real. Utilizamos o conversor de sinais EMG-800C com eletromiógrafo integrado (EMG System do Brasil, São Paulo, Brasil) com as seguintes configurações: placa de conversão análogo-digital de resolução 12 bits, amplificador com quatro canais e ganho de amplificação de mil vezes e filtro passa-banda de 20 a 500 Hz. Os eletrodos de superfície utilizados eram do tipo bipolar ativo (EMG System do Brasil, São Paulo, Brasil), com pré-amplificação de ganho de vinte vezes, cabo blindado, clipe de pressão na extremidade e índice de rejeição pela modulação comum maior que 100 dB. Para a interface pele-eletrodo utilizamos eletrodos descartáveis (modelo Trace-Hal Double, Hal Indústria e Comércio, São Paulo, Brasil), confeccionados em espuma de polietileno com adesivo medicinal hipoalérgico, contato bipolar de Ag/AgCl com gel sólido aderente e distância entre os pólos de 20 mm. Posicionamos os eletrodos de acordo com as normas do SENIAM (HERMENS et al, 2000) após o preparo da pele por meio de tricotomia e abrasão da região de interesse com gaze embebida em álcool. O programa de aquisição de dados DataAq (EMG System do Brasil, São Paulo, Brasil) foi utilizado para a captura sincronizada dos sinais cinéticos da marcha e da EMG.

Antes do registro eletromiográfico das atividades citadas, capturamos a atividade muscular em condição de repouso. Para tanto os voluntários permaneceram sentados com os pés apoiados no solo e foram orientados a relaxar o máximo possível durante 30 segundos. Em seguida solicitamos que eles caminhassem em velocidade confortável pela pista para que se familiarizassem com o ambiente e então iniciamos a coleta dos dados. Para avaliação do controle postural dinâmico, solicitamos que os voluntários andassem pela passadeira até que capturássemos três tentativas válidas para cada lado. Foram consideradas válidas as tentativas em que o sujeito apresentasse apoio completo do pé na

plataforma de força. O controle postural estático foi avaliado com os voluntários posicionados com os pés separados pela distância equivalente à largura do quadril e os braços relaxados ao longo do corpo. Orientamo-los a permanecer em postura ortostática e a fixar o olhar em um ponto localizado 2 metros à sua frente, na altura dos olhos. Capturamos o sinal de três tentativas consecutivas, com duração de 40 segundos cada. Os voluntários descansavam por pelo menos um minuto entre cada tentativa, ou sempre que necessário. Os voluntários usaram seus calçados habituais em ambas as condições de teste.

2.2.3 Processamento dos dados

Utilizamos um programa customizado desenvolvido no *software* Matlab (v. 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, EUA) para o processamento dos sinais. Calculamos o ICoa baseado no registro EMG para o controle postural estático e dinâmico. O sinal utilizado para o ICoa da atividade dinâmica foi referente à fase de apoio da marcha, identificada a partir do componente vertical da força de reação do solo. Em postura ortostática, consideramos uma janela de 30 segundos do sinal capturado, excluindo os 5 segundos iniciais e finais para evitar possíveis oscilações de adaptação ou fadiga. Empregamos a seguinte equação para o cálculo do ICoa (LAMONTAGNE; RICHARDS; MALOUIN, 2000):

$$\text{ICoa} = \frac{\text{tempo de sobreposição dos sinais do TA e GM em atividade}}{100\%}$$

O início (*onset*) e final (*offset*) da atividade EMG para cálculo do ICoa foi determinado a partir do registro de repouso, tendo como limite o valor médio deste sinal somado a dois desvios-padrão. O *onset* foi determinado no momento em que o sinal apresentasse valor maior ou igual ao limite estabelecido e o *offset* no momento em que os valores retornassem a este limite.

2.2.4 Análise estatística

Consideramos a média do ICoa de três tentativas válidas de cada membro para a análise em cada atividade (fase de apoio da marcha e manutenção da postura ortostática). Na análise da fase de apoio da marcha empregamos o teste t-Student para medidas pareadas a fim de comparar os lados em um mesmo grupo. Uma vez que o tamanho da amostra dos grupos era diferente, empregamos o teste de Mann-Whitney para medidas independentes para a análise entre os grupos, em que consideramos apenas as comparações entre o lado dominante do GC com o não parético do GH; e o lado não dominante do GC com o parético do GH.

Para a análise da manutenção da postura ortostática verificamos que os dados não apresentavam distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk, $p < 0,01$) e não eram homogêneos (teste de Levene, $p < 0,05$). Deste modo, empregamos a estatística não paramétrica de Wilcoxon para a comparação dos lados em um mesmo grupo. Para a comparação entre os lados de grupos diferentes usamos o teste de Mann-Whitney. A comparação entre os lados seguiu a mesma ordem da comparação em atividade dinâmica.

Estabelecemos o nível de significância para os testes em 5%. Utilizamos o *software* SPSS Statistics (v. 17.0, SPSS Inc., Illinois, EUA) para a análise dos dados.

2.3 Resultados

Durante a fase de apoio da marcha (Figura 1) observamos maior ICoa no lado dominante do GC quando comparado ao lado não dominante (Teste t-Student para medidas pareadas, $p = 0,039$), mas não encontramos diferenças entre os grupos.

Em atividade estática (Figura 2) verificamos que o lado não dominante do GC apresenta maior coativação do que o lado dominante (Teste de Wilcoxon, $p = 0,046$). Observamos também que o lado não parético do GH apresenta coativação maior do que o lado dominante do GC (Mann-Whitney $U = 30$, $p = 0,035$). As outras comparações não se mostraram estatisticamente significativas.

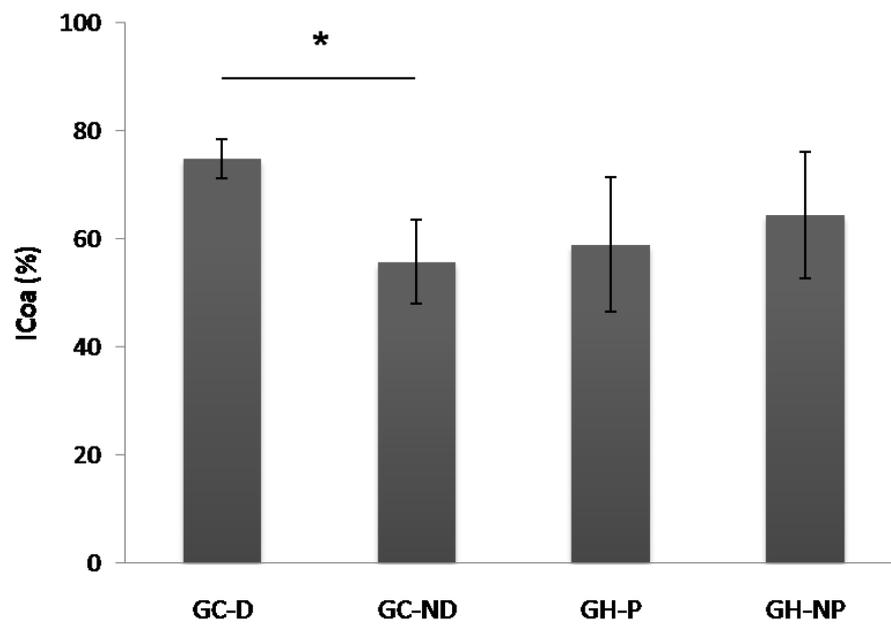


Figura 1: Valores de média (\pm erro padrão da média) para o ICoa em atividade dinâmica (fase de apoio da marcha).

GC-D, grupo controle lado dominante; GC-ND, grupo controle lado não dominante; GH-P, grupo hemiparético lado parético; GH-NP, grupo hemiparético lado não parético.

* $p=0,039$ (Teste t-Student para medidas pareadas)

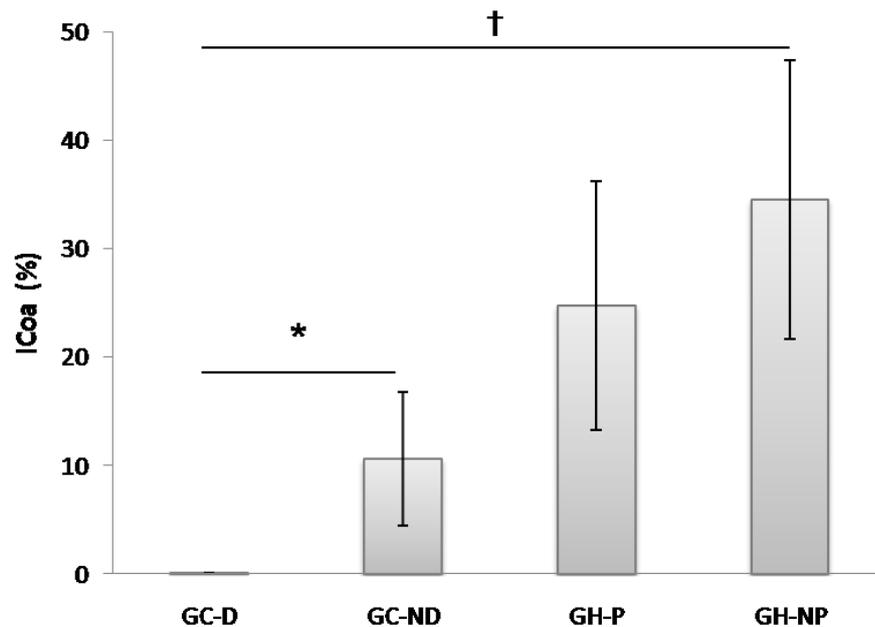


Figura 2: Valores de média (\pm erro padrão da média) para o ICoa em atividade estática.

GC-D, grupo controle lado dominante; GC-ND, grupo controle lado não dominante; GH-P, grupo hemiparético lado parético; GH-NP, grupo hemiparético lado não parético.

* $p=0,046$ (Teste de Wilcoxon)

† $p=0,035$ (Teste de Mann-Whitney)

2.4 Discussão

Neste estudo observamos que a coativação da musculatura do tornozelo dominante nos indivíduos do grupo controle foi maior para a manutenção do equilíbrio dinâmico, enquanto que em atividade estática a coativação foi maior no lado não dominante para o controle do equilíbrio. Estes indivíduos utilizaram predominantemente o membro com maior habilidade para a execução da marcha e em postura ortostática aumentaram a coativação no membro com menor habilidade, sugerindo que os mecanismos de controle postural se ajustam conforme a demanda.

Verificamos também que durante a fase de apoio da marcha os níveis de ICoa apresentados pelo grupo controle é semelhante aos níveis apresentados pelos hemiparéticos. Podemos sugerir que isso ocorra devido à idade dos pacientes no grupo controle (apenas dois sujeitos tinham menos do que 60 anos), uma vez que o aumento da coativação durante a fase de apoio da marcha parece ser uma característica inerente ao envelhecimento (HORTOBÁGYI et al, 2009; SCHMITZ et al, 2009). A ativação dos pares de músculos agonistas e antagonistas parece ser organizada por um duplo sistema de inibição recíproca (cortical e espinhal) que é prejudicado pelo envelhecimento. Essa deterioração resulta na necessidade de recrutamento de vias adicionais para a execução do movimento, inclusive as envolvidas no controle da musculatura antagonista, provocando a coativação aumentada nessa população (HORTOBÁGYI; DEVITA, 2006).

Não observamos alterações do ICoa entre os membros parético e não parético em ambas as situações. Lamontagne e colaboradores (2001) observaram menor ativação sinérgica dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial durante a fase de apoio simples no lado parético, porém maior coativação nas fases de duplo apoio inicial e terminal no lado não parético, demonstrando alterações em ambos os lados em hemiparéticos nos dois momentos de transição do apoio. Em estudo subsequente os mesmos autores verificaram uma diminuição da atividade do músculo gastrocnêmio medial do lado parético na fase de apoio da marcha e um aumento do ICoa dos músculos do tornozelo não parético, sugerindo que a hemiparesia contribuiu para a dificuldade em desempenhar respostas posturais adequadas durante a realização de atividades dinâmicas como a marcha (LAMONTAGNE et al, 2002). Alterações nos níveis de coativação nessa população poderiam ser explicadas pela

interrupção da atividade inter-hemisférica, resultando em perda da inibição das vias excitatórias ativadas contralateralmente. Sugere-se que a coativação diminuída no lado parético pode resultar tanto da fraqueza da musculatura plantiflexora quanto da incapacidade de realizar movimentos fora do padrão de sinergia, e está relacionada negativamente à velocidade da marcha desenvolvida por essa população (TURNS; NEPTUNE; KAUTZ, 2007). No entanto, durante a execução de movimentos bilaterais dos membros inferiores a geração de padrão locomotor no membro parético pode ser influenciada pela atividade neural gerada pelo membro não-parético (KAUTZ; PATTEN, 2005; KAUTZ; PATTEN; NEPTUNE, 2006). Essa pode ser uma explicação para a semelhança observada entre os membros parético e não parético em atividade dinâmica.

Observamos também que a coativação do membro não parético foi maior do que a do membro dominante no grupo controle na atividade estática. Déficits de controle motor subclínico ipsilaterais à lesão neurológica podem ser um efeito primário da mesma pelo comprometimento da porção do trato piramidal que usa caminhos unilaterais (STOQUART et al, 2005). No entanto, parece haver uma ativação compensatória dos músculos do membro inferior não parético em hemiparéticos crônicos (GEURTS et al, 2005), sugerindo que eles ativam excessivamente a musculatura para estabilizar a postura, o que pode justificar o aumento do ICoa observado no membro considerado não parético. Assim, além do efeito direto da lesão sobre o membro não parético, há também a hipótese de que as alterações sejam resultado de compensação biomecânica, uma adaptação para manutenção da estabilidade postural (LAMONTAGNE; RICHARDS; MALOUIN, 2000; WONG et al, 2004).

Podemos apontar alguns fatores que podem ter contribuído para a semelhança do padrão de coativação encontrado entre os grupos na fase de apoio, como a quantidade de descarga de peso em cada membro e a velocidade da marcha. No entanto, a velocidade da marcha diminuída e o aumento da descarga de peso no lado não parético dos hemiparéticos aumentaria a ativação sinérgica dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial, o que não observamos.

A partir dos resultados do presente estudo podemos sugerir que os indivíduos hemiparéticos não apresentam alterações significativas na coativação durante a fase de apoio da marcha, diferentemente da hipótese inicial aqui levantada. Além disso, estes indivíduos parecem exacerbar a coativação da musculatura do tornozelo não parético (maior habilidade) como estratégia de adaptação para a manutenção do equilíbrio em atividade

estática, enquanto que os indivíduos do grupo controle aumentam a coativação no lado não dominante (menor habilidade).

3 Contextualização

A reabilitação da marcha na hemiparesia tem sofrido drásticas alterações nas últimas décadas. Atualmente preconiza-se a reinserção dos indivíduos à sociedade o mais rápido possível, através da transição para a cadeira de rodas precocemente, seguida por treinos de marcha intensivos. As novas abordagens enfocam o treino tarefa-específico executado pela repetição de numerosos ciclos da marcha, que pode ser realizado em esteiras acopladas a sistemas de suporte parcial do peso corporal ou ainda em dispositivos robóticos. Além disso, treinos baseados no fortalecimento muscular também têm sido mais explorados, já que grande parte das disfunções nesses indivíduos provém da fraqueza e dos déficits de recrutamento muscular.

3.1 A abordagem funcional na reabilitação da marcha em pacientes hemiparéticos

Pesquisas recentes demonstram a eficácia de programas de treinamento que enfocam o aumento do tempo gasto na prática ativa do movimento com disfunção. O objetivo desses treinamentos são melhorar a força e o controle muscular, assim como aprimorar as habilidades do indivíduo, sua resistência ao exercício e a reinserção social (SHEPHERD, 2001). Esses programas baseiam-se no potencial da prática repetitiva em promover a reorganização neuronal para a otimização do desempenho, evidente após treinamentos tarefa-específicos executados com grande número de repetições (PASCUAL-LEONE et al, 2005).

Uma das estratégias de treino tarefa-específico bastante difundida é o treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso (TMESPP), desenvolvido a partir dos resultados de estudos que demonstraram a recuperação de um padrão de marcha próximo ao normal após treinamento intensivo de gatos com secção medular completa, no qual parte do peso dos membros traseiros do animal era sustentada (BARBEAU; ROSSIGNOL, 1987). Sugere-se que a diminuição da descarga de peso sobre os membros afetados facilita a execução dos passos sobre uma esteira rolante, desencadeados tanto pela movimentação

passiva gerada pela esteira quanto pela diminuição da aferência sensorial, ativando os geradores centrais de padrão (ROSSIGNOL; DUBUC; GOSSARD, 2006).

O TMESPP foi projetado de maneira que a tarefa da repetição de passos por um período prolongado estivesse aliada à facilitação do movimento e à segurança do indivíduo. Quando executada em esteira a marcha apresenta alterações em suas características que resultam no aumento do tamanho do passo, da velocidade, e na melhora da aptidão para a tarefa, promovendo ainda automaticidade ao movimento (HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999). A suspensão do paciente é realizada por um colete adaptado conectado a um sistema de contrapeso. Este componente fornece segurança para o indivíduo e assume o papel dos reflexos de equilíbrio, que podem estar prejudicados nos pacientes. Sua função principal é a diminuição da descarga de peso sobre o membro parético, auxiliando na execução do passo. O papel do terapeuta deve ser ressaltado, pois ele guia a trajetória do membro parético, e orienta e auxilia na execução de correções posturais. O terapeuta realiza essas tarefas através da orientação do membro no início do balanço, da facilitação do contato inicial, da atenção à extensão do joelho prevenindo a hiperextensão na fase de apoio, e prolongando a fase de apoio. A ajuda do terapeuta parece ser mais importante na fase de apoio do membro parético, já que hemiparéticos não demonstram alterações significativas relacionadas ao avanço do membro durante a marcha em esteira sem auxílio (THRELKELD et al, 2003).

Estudos demonstram que durante o TMESPP a marcha apresenta maior simetria, com aumento da duração da fase de apoio simples no membro parético, além de padrões cinemáticos mais próximos do normal e atividade muscular mais eficaz (HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999; THRELKELD et al, 2003). O aumento do tempo da fase de apoio simples no membro parético parece ser um aspecto importante do paradigma do treino, uma vez que desafia os reflexos de equilíbrio do indivíduo e sua capacidade de tolerar e controlar a descarga de peso sobre o membro parético (CHEN; PATTEN, 2006).

Os efeitos do TMESPP na reabilitação de hemiparéticos são positivos, indicando melhora no padrão locomotor e transferência da tarefa aprendida na esteira para o solo (VISINTIN et al, 1998). No entanto, ainda não há consenso sobre a escolha dos melhores parâmetros que devem ser utilizados. Threlkeld e colaboradores (2003) descrevem que o suporte de peso maior do que 30% não auxilia a execução de um padrão de passos próximo ao normal, e advoga o uso de 10-30% de suspensão para o melhor desempenho do

indivíduo. Em relação à velocidade não há um consenso. Alguns autores defendem o uso da velocidade de treino em valor menor do que a usual, que permita ao paciente e ao terapeuta executarem trajetórias mais próximas ao normal a cada passo (HESSE et al, 2001). Outros sugerem que o incremento progressivo da velocidade no treino é um fator que altera positivamente o aprendizado da tarefa por desafiar o paciente e fazer com que ele execute uma maior variabilidade das trajetórias, que se traduzem em maior repertório para a execução da marcha na vida diária (SULLIVAN; KNOWLTON; DOBKIN, 2002). Talvez o único ponto não questionado é o auxílio de um ou dois terapeutas para a execução do treino, já que pacientes treinados sem ajuda de um terapeuta apresentam melhoras em proporção bastante inferior aos treinados com ajuda.

3.2 Fortalecimento muscular em pacientes hemiparéticos

As disfunções resultantes do AVE que afetam primariamente o desempenho da marcha são a diminuição da força muscular e a incapacidade de graduar e sincronizar a atividade dos músculos no lado hemiparético (OLNEY; RICHARDS, 1996). O déficit de força em pacientes pós AVE pode se tornar ainda maior em consequência da redução do número de fibras musculares e do número de unidades motoras, e em decorrência de alterações na ordem de recrutamento (LIEBER et al., 2004). Adicionalmente, a espasticidade verificada em boa parte destes pacientes pode também levar a alterações musculares secundárias, como o desenvolvimento de contraturas (SHARP; BROUWER, 1997; KIM et al, 2001), as quais prejudicam a execução adequada de movimentos. A fraqueza muscular está associada ao prejuízo na realização de diversas atividades funcionais como transferências, adequações posturais, caminhada, subir escadas, sugerindo que o fortalecimento pudesse levar a uma melhora dessas funções (KIM et al, 2001; ANDREWS; BOHANNON, 2003), fato que corrobora a realização de atividades de fortalecimento muscular para esta população.

De acordo com Lamontagne e colaboradores (2002), a fraqueza nos músculos que mobilizam a articulação do tornozelo está associada a uma deficiência da flexão plantar no fim da fase de apoio e a uma dorsiflexão insuficiente na fase de balanço em indivíduos hemiparéticos. Este quadro pode ser provocado por uma excessiva coativação dos músculos

antagonistas, sendo que a ativação prematura do músculo tibial anterior parece ser um dos fatores determinantes na diminuição da força muscular produzida na propulsão da marcha (LAMONTAGNE et al, 2002). Os movimentos dos membros inferiores durante a marcha também podem estar afetados pela presença dos reflexos de extensão (LAMONTAGNE et al, 2001).

Durante muitos anos, a utilização de treinamento de força foi uma prática não recomendada na reabilitação de pacientes hemiparéticos. Em contraste com estas afirmações, estudos recentes (para revisão ver PATTEN et al, 2004) têm demonstrado melhora no desempenho motor após a utilização de protocolos de fortalecimento em pacientes que sofreram AVE. Adicionalmente, estudos têm sugerido que a associação do treino para fortalecimento muscular com treinamento de atividades funcionais (KIM et al, 2001) apresenta grande eficácia por traduzir o ganho de força em melhora no desempenho destas atividades. No entanto, trabalhos direcionados à reabilitação através de fortalecimento bilateral dos membros inferiores de pacientes hemiparéticos ainda são escassos e não apontam para um consenso.

Diante do exposto, percebe-se que a realização de estudos que esclareçam o impacto das novas estratégias de tratamento pode auxiliar no direcionamento dos programas de reabilitação para pacientes que sofreram AVE. Esta pesquisa se propõe a investigar uma nova estratégia para o tratamento desta população específica através da combinação do treino funcional e do fortalecimento muscular.

4 Estudo 2 – Treino funcional associado a exercícios resistidos para o tornozelo melhoram a propulsão da marcha no lado parético em hemiparéticos crônicos

Fernanda Romaguera, Mariana Arias Avila, Ana Beatriz de Oliveira, Rosana Mattioli

Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, Brasil

Resumo

Os efeitos do treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso (TMESPP) na reabilitação de hemiparéticos são positivos, no entanto, a associação de TMESPP ao fortalecimento de músculos isoladamente ainda não foi investigada. O objetivo desse estudo foi investigar os efeitos da associação do TMESPP ao treinamento de força para a musculatura do tornozelo sobre o controle motor em indivíduos hemiparéticos crônicos. Quinze voluntários hemiparéticos crônicos foram avaliados antes e após intervenção, e distribuídos em 2 grupos de tratamento diferentes: 1) TMESPP (G1; n=7) e 2) TMESPP associado ao fortalecimento da musculatura do tornozelo (G2; n=8). Avaliamos o desempenho isocinético bilateral dos pacientes por meio de 5 contrações concêntricas consecutivas de plantiflexão e dorsiflexão do tornozelo nas velocidades de 60°/s e 120°/s, analisando registros de pico de torque (PT), trabalho total (TT) e tempo de aceleração (TA). Para avaliação da marcha, utilizamos duas plataformas de força para a captura das forças de reação do solo (FRS). Houve aumento do PT e do TT da plantiflexão a 60°/s do lado parético, além de maior valor do pico positivo do componente ântero-posterior das FRS em ambos os lados do G2. Estes resultados sugerem que a associação do treino resistido ao TMESPP resulta em aumento da força no lado parético para a plantiflexão a 60°/s, movimento intrinsecamente relacionado à propulsão na marcha e indicam que este protocolo deve ser incluído na prática clínica.

Palavras-chave: marcha, hemiparesia, reabilitação, treinamento de resistência, terapia combinada, treinamento com suporte de peso corporal.

4.1 Introdução

No Brasil, aproximadamente 57% dos sobreviventes de acidentes vasculares encefálicos (AVE) ainda apresentam dependência funcional após um ano do episódio vascular, e apenas 49,9% recuperam a marcha independente nesse mesmo período (MINELLI et al, 2007). Esses comprometimentos podem ser explicados por desequilíbrios posturais e disfunções relacionadas à fraqueza e ao padrão de recrutamento muscular frequentemente observados em indivíduos hemiparéticos crônicos. Diversas abordagens de tratamento têm sido propostas, dentre elas o treino tarefa-específico, desenvolvido com base no potencial da prática repetitiva em promover a reorganização neuronal e a melhora no desempenho (NUDO et al, 1996). Uma das estratégias empregadas no treino tarefa-específico é o treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso (TMESPP). Os efeitos do TMESPP na reabilitação de hemiparéticos são positivos, indicando melhora no padrão locomotor e transferência da tarefa aprendida na esteira para o solo (BARBEAU; VISINTIN, 2003).

Alterações nas propriedades morfológicas e neurais nos músculos do hemicorpo acometido são observadas precocemente após o AVE (HARRIS, 2001), e podem se agravar com o passar do tempo devido ao desuso e a modificações do tecido conjuntivo (HACHIZUKA et al, 1997). O resultado mais expressivo dessas alterações é a perda de força muscular, que acarreta dificuldades na realização das atividades de vida diária e, conseqüentemente, diminuição da independência funcional e da qualidade de vida. Os déficits de força também são encontrados no lado não parético, mas em menor grau. Sugere-se que isso aconteça principalmente pelo comprometimento da ativação muscular voluntária causado por danos nos tratos descendentes (NOSKIN et al, 2008). Já o déficit observado no lado parético parece estar também relacionado com o comprometimento da capacidade intrínseca de geração de torque nos músculos paréticos (HORTSMAN et al, 2008). Nas duas últimas décadas vem crescendo o interesse pelo treinamento de força em hemiparéticos, abordagem negligenciada anteriormente. Estudos recentes relatam que o aumento da força muscular parece estar positivamente relacionado à melhora na função locomotora em hemiparéticos crônicos (OUELETTE et al, 2004; TEIXEIRA-SALMELA et al, 2001; YANG et al, 2006). Além disso, resultados de revisões sistemáticas sobre o fortalecimento muscular em

hemiparéticos encorajam a inclusão dessa abordagem na prática clínica (ADA; DORSCH; CANNING, 2006; MORRIS; DODD; MORRIS, 2004; PATTEN; LEXELL; BROWN, 2004).

Diferentes abordagens podem ser empregadas em conjunto para a melhora do prognóstico de pacientes hemiparéticos, já que, isoladamente, a prática repetitiva do movimento apresenta pequeno impacto nas atividades da vida diária (FRENCH et al, 2010), assim como a execução de movimentos resistidos como terapia única. Estudos têm sugerido que a associação do treino para fortalecimento muscular com treinamento de atividades funcionais (KIM et al, 2001) apresenta grande eficácia por traduzir o ganho de força em melhora no desempenho destas atividades. No entanto, os estudos realizados com a associação de TMESPP ao treino resistido têm abordado o fortalecimento através de movimentos funcionais (como pedalar e agachar), que trabalham diversos músculos ao mesmo tempo e, até onde nosso conhecimento alcança, o fortalecimento de músculos isoladamente ainda não foi associado ao TMESPP. Sendo assim, o objetivo desse estudo foi investigar os efeitos da associação do TMESPP ao treinamento de força para a musculatura do tornozelo sobre o controle motor em indivíduos hemiparéticos crônicos.

4.2 Materiais e métodos

4.2.1 Casuística

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) (parecer nº203/2006, Anexo A). Antes de qualquer procedimento, explicamos aos voluntários o objetivo e a metodologia da pesquisa e obtivemos o consentimento dos mesmos por escrito (Apêndice A).

Selecionamos uma amostra de conveniência na Unidade Saúde Escola da UFSCar, da qual contatamos inicialmente 153 sujeitos hemiparéticos na faixa etária de 50 a 80 anos de ambos os gêneros para participar do estudo. Desses, 29 se dispuseram a participar do estudo, e 22 foram recrutados após avaliação inicial. No entanto, após o início do treinamento 7 voluntários interromperam sua participação na pesquisa por motivos pessoais

ou de saúde. Sendo assim, apenas 15 voluntários foram avaliados após a intervenção para a comparação entre os grupos. De acordo com os critérios de inclusão e exclusão, distribuímos os sujeitos em dois grupos, que receberam tratamentos diferentes: 1) TMESPP (G1; n = 7) e 2) TMESPP associado ao fortalecimento da musculatura do tornozelo (G2; n = 8). A descrição da amostra pode ser encontrada na Tabela 1.

Para inclusão dos sujeitos na pesquisa consideramos: 1) diagnóstico clínico de AVE na região da artéria cerebral média ocorrido há pelo menos seis meses, 2) graduação entre 2 e 4 na escala Functional Ambulatory Classification (FAC) (HOLDEN et al, 1984, Anexo B), 3) grau de espasticidade do tornozelo menor ou igual a 2 na Escala de Ashworth Modificada (BOHANNON; SMITH, 1987, Anexo C), e 4) pontuação maior ou igual a 5 na Escala de Avaliação Motora *Rivermead* (FORLANDER; BOHANNON, 1999, Anexo D). Os critérios de exclusão foram: 1) déficit cognitivo que impedisse a compreensão das instruções dadas pelo avaliador, 2) uso de medicamentos controle da espasticidade nos três meses que antecederam o estudo, 3) relato pelo paciente (ou acompanhante) de doenças que se traduzissem em risco ou que interferissem de forma significativa na análise proposta, tais como cardiopatias e pneumopatias graves, lesões ortopédicas e/ou reumáticas nos membros inferiores.

Tabela 1. Descrição da amostra

	Grupo 1 (n = 7)	Grupo 2 (n = 8)
Homem/mulher	4/3	6/2
Idade (anos)*	59,83 (11,77)	59,12 (18,19)
Início do AVE (meses)*	43,29 (23,39)	34,5 (28,49)
Tipo de AVE (I/H)	6/1	7/1
Lado parético (D/E)	4/3	6/2
Uso de órtese (AFO)	3	2
Uso de dispositivo auxiliar para marcha	3	1
FAC		
nível 2	0	1
nível 3	1	2
nível 4	6	5
Rivermead*	11 (3,11)	12,25 (1,67)
Escala de Ashworth Modificada		
1	2	2
1+	4	2
2	1	4

* Dados expressos em média (DP).

Abreviações: I, isquêmico; H, hemorrágico; D, direita; E, esquerda; AFO, órtese tornozelo-pé.

4.2.2 Procedimentos

Avaliamos o desempenho dos pacientes antes e após o treinamento por meio de testes isocinéticos e avaliação da marcha. Utilizamos o dinamômetro Biodex Multi-Joint System 3 (Biodex Medical System Inc., NY, EUA) para registrar as medidas de força (pico de torque e trabalho total) e eficiência (tempo de aceleração) da musculatura do tornozelo. Para tanto avaliamos contrações recíprocas da musculatura extensora e flexora do tornozelo em exercício isocinético concêntrico nas velocidades de 60° e 120°/s. Coletamos as medidas dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão da articulação do tornozelo separadamente para os lados parético e não parético. O posicionamento dos sujeitos no aparelho durante a avaliação de cada articulação seguiu as orientações do manual de operação e a correção do efeito da gravidade foi realizada com o tornozelo em posição neutra. Os sujeitos realizaram uma sequência de três contrações para familiarização seguida por 5 contrações isocinéticas máximas em cada velocidade com intervalo de dois minutos entre as mesmas. Iniciamos a avaliação pelo lado não parético e na velocidade de 60°/s.

Utilizamos duas plataformas de força (modelo 4060-08, Bertec Corporation, OH, EUA) embutidas em uma pista de nove metros de extensão por um metro de largura para a captura da fase de apoio da marcha, determinada pela força de reação do solo vertical. Durante a coleta as plataformas permaneciam cobertas por uma passadeira para que não fosse possível a visualização das mesmas. O programa de aquisição de dados DataAq (EMG System do Brasil, SP, Brasil) foi utilizado para a captura dos sinais.

Instruímos os sujeitos a caminhar em velocidade confortável até que eles se familiarizassem com o ambiente, quando iniciamos a coleta dos dados. Capturamos três tentativas em que o pé inteiro tocasse a plataforma de força para cada lado. Os sujeitos descansavam por pelo menos um minuto entre cada tentativa, ou sempre que necessário. Os sujeitos usaram seus calçados habituais em ambas as condições de teste.

4.2.3 Intervenção

O tratamento foi desenhado com o objetivo de aumentar a força e o controle da musculatura do tornozelo. Para isso empregamos o TMESPP intercalado a exercícios de fortalecimento para a musculatura do tornozelo e comparamos esta intervenção com a abordagem tradicional de TMESPP. Ambos os protocolos tiveram uma frequência de três sessões de treinamento por semana com duração aproximada de 45 minutos cada, aplicados durante seis semanas.

Durante o TMESPP (Figura 1) direcionamos a intervenção para a correção do posicionamento do pé na fase de apoio da marcha. Utilizamos um equipamento customizado, composto por uma esteira elétrica (Athletic Speedy 3, Athletic Ind. e Com., SC, Brasil) com velocidade mínima de 0,1 km/h (permite incrementos de 0,1 km/h) e barras laterais adaptadas para apoio das mãos, localizada logo abaixo de um sistema de içamento por roldanas acoplado a uma balança industrial eletrônica (Challenger 2 MSI-3360, Data Weighing Systems Inc., IL, EUA) com precisão de 0,1%. O colete utilizado para a suspensão foi adaptado para permitir os movimentos necessários à marcha e garantir a segurança e o conforto dos sujeitos. Para o encaixe do colete no sistema utilizamos argolas de soltura rápida, no caso de a atividade ter que ser interrompida bruscamente.



Figura 1. Voluntário durante a sessão do treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso, na última semana de tratamento. A terapeuta já pode auxiliar apenas no posicionamento do pé.

Na sessão de familiarização posicionamos o sujeito na esteira com o colete regulado em 40% de suspensão do peso corporal do sujeito e velocidade de 0,3 km/h. Conforme o sujeito se adaptava ao equipamento e ao andar na esteira ajustamos a porcentagem de suspensão de peso e a velocidade em parâmetros que permitissem ao paciente manter o alinhamento de tronco e andar em velocidade semelhante a sua habitual. Após a primeira sessão de terapia reavaliamos e reajustamos esses parâmetros a cada sessão para que o treino fosse desafiador para o sujeito. Todo o treino foi realizado sem o uso de órteses e os sujeitos usaram seu calçado habitual.

Treinamos o G2 com duas formas de tratamento realizadas em sessões alternadas: o TMESPP e o fortalecimento da musculatura do tornozelo bilateralmente. Utilizamos o mesmo procedimento para o treino funcional de marcha descrito acima. Realizamos o treino de fortalecimento por meio de exercícios resistidos para os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo. Os sujeitos executavam três séries de dez repetições para cada movimento com o auxílio de bandas elásticas (Thera-Band, Hygienic Corporation, OH, EUA) em cada sessão, sendo que entre as séries havia um intervalo de descanso de dois minutos. Orientamos os sujeitos a realizar os movimentos na amplitude máxima do movimento e com a maior força que pudessem dispor. Antes do início do treino realizamos uma avaliação para determinar a resistência inicial a ser aplicada, calculada individualmente para cada movimento como a capacidade de o sujeito realizar 10 contrações consecutivas em pelo menos 80% da ADM com uma banda elástica. Fizemos a progressão da resistência à medida que o paciente conseguisse realizar as 3 séries sem sentir grande esforço. Os sujeitos permaneciam sentados para os exercícios de fortalecimento, seguindo as orientações do manual do fabricante para posicionamento das bandas elásticas (Figura 2). Iniciamos o treino de fortalecimento com o movimento de flexão plantar, alternando as séries entre os lados e iniciando pelo lado não parético.



Figura 2. Posicionamento utilizado para o treino de fortalecimento dos dorsiflexores e flexores plantares.

Antes e após cada sessão os sujeitos tiveram músculos dos membros inferiores alongados, sendo que cada posição foi mantida por 30 segundos. Monitoramos a frequência cardíaca durante toda sessão por meio de um frequencímetro (Polar A3, Polar Electro Oy, OL, FIN) e mensuramos a pressão arterial no início e no final da sessão. O treino era interrompido se a frequência cardíaca ultrapassasse o valor submáximo calculado para cada sujeito. Os sujeitos tiveram períodos de repouso caso se sentissem cansados.

4.2.4 Processamento dos dados

Avaliamos as variáveis de desempenho muscular pelos valores de pico de torque (PT), trabalho total (TT) e tempo de aceleração (TA) obtidos no relatório de procedimentos do próprio dinamômetro. Para a análise das FRS confeccionamos programas customizados (Matlab, The Mathworks Inc., MA, EUA). Filtramos o sinal com um filtro passa-baixa de 10 Hz e definimos a fase de apoio da marcha com base na componente vertical das FRS. Normalizamos os dados das FRS pelo peso do paciente – obtido em uma sessão de calibração – e registramos os valores dos dois picos (Fz_1 e Fz_2 , respectivamente), do vale (Fz_{\min}) e da taxa de descarga (*pushoff*, PO) da componente vertical, e os picos positivo (Fx_{\max}) e negativo (Fx_{\min}) da componente ântero-posterior. Calculamos a taxa de descarga dividindo

o valor do segundo pico da componente vertical pela subtração do tempo final menos o tempo em que ocorreu o segundo pico.

4.2.5 Análise estatística

Analizamos os dados por meio de testes não paramétricos, uma vez que os dados não apresentaram normalidade (teste Shapiro-Wilk) e que tamanho da amostra do G1 (n=7) era menor do que o do G2 (n=8). Comparamos os grupos por meio do teste Mann-Whitney U. Utilizamos o teste de Wilcoxon para a comparação intragrupo (lado parético versus não parético), e para a comparação entre as avaliações inicial e final. O nível de significância foi estabelecido em 5%.

4.3 Resultados

As variáveis de desempenho muscular obtidas nas duas velocidades estão descritas nas Tabelas 2 e 3. No lado parético do G2 observamos um aumento do PT e do TT da plantiflexão a 60°/s. Neste mesmo grupo o lado não parético apresentou um aumento do PT da dorsiflexão na velocidade de 120°/s. Observamos também um aumento do TA na dorsiflexão a 60°/s do lado não parético do G2.

Os componentes vertical e ântero-posterior das FRS estão descritos na Tabela 4. Não observamos diferenças entre os grupos na avaliação inicial em nenhuma variável. No G2 observamos uma diminuição do primeiro pico e do vale de Fz no lado não parético após a intervenção. Verificamos melhora da simetria entre os lados em relação ao pico negativo da Fx, já que na avaliação inicial o lado não parético apresentava valores maiores do que o lado parético e essa diferença não é observada após a intervenção devido ao aumento mais acentuado (mas não estatisticamente significante) nos sujeitos do G2. Após a intervenção verificamos que os sujeitos do G2 apresentaram valores do pico positivo de Fx maiores do

que os do G1 em ambos os lados. Além disso, no G2 o lado não parético mostrou a $F_{x_{max}}$ significativamente maior após o treino.

Tabela 2. Média (DP) das variáveis de desempenho muscular dos lados parético e não parético obtidas por teste isocinético do movimento de plantiflexão nas velocidades de 60°/s e 120°/s antes e após a intervenção

		PT				TT				TA			
		60°/s		120°/s		60°/s		120°/s		60°/s		120°/s	
		Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
G1	P	12,2 (11,83)	5,2 (2,01)	5,1 (1,48)	4,38 (0,83)	0,2 (0,27)	1,0* (1,25)	1,4 (2,27)	0,8 (0,76)	216,7 (172,47)	178,3 (138,19)	165,0 (86,20)	106,7 (77,11)
	NP	37,1 [†] (19,90)	39,0 [†] (20,32)	23,9 (14,54)	23,8 (11,64)	88,8 [†] (74,40)	98,5 [†] (65,53)	58,8 (47,09)	63,7 (42,80)	93,3 (77,89)	81,7 [†] (47,50)	95,0 (60,25)	85,0 (46,37)
G2	P	3,5 (1,83)	5,2* (3,28)	3,9 (2,05)	4,8 (2,73)	0,02 (0,04)	2,3* (4,91)	0,2 (0,27)	1,5 (2,80)	176,7 (195,52)	180,0 (189,10)	181,7 (111,79)	273,3 (243,86)
	NP	38,6 [†] (18,76)	41,0 [†] (19,12)	26,8 [†] (12,87)	27,5 [†] (13,12)	70,0 [†] (41,22)	84,7 [†] (49,59)	57,0 (29,69)	60,2 (38,71)	68,3 (39,71)	118,3 (81,83)	83,3 (36,15)	63,3 (20,66)

PT, pico de torque; TT, trabalho total; TA, tempo de aceleração; P, lado parético; NP, lado não parético.

* : diferente da avaliação pré-intervenção; $p < 0,05$ (teste de Wilcoxon)

[†] : diferente do lado parético; $p < 0,05$ (teste de Wilcoxon)

[§] : diferente de G1; $p < 0,05$ (teste de Mann-Whitney U)

Tabela 3. Média (DP) das variáveis de desempenho muscular dos lados parético e não parético obtidas por teste isocinético do movimento de dorsiflexão nas velocidades de 60°/s e 120°/s antes e após a intervenção

		PT				TT				TA			
		60°/s		120°/s		60°/s		120°/s		60°/s		120°/s	
		Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
G1	P	11,4 (4,63)	14,8 (10,60)	13,2 (7,82)	14,7 (7,74)	10,8 (3,19)	13,2 (5,51)	16,6 (5,62)	18,0 (5,57)	530,0 (669,57)	166,7 (79,41)	225,0 (75,56)	846,7 (1512,24)
	NP	19,2 [†] (4,02)	18,3 [†] (3,53)	15,3 (4,28)	14,6 (2,42)	67,3 (15,21)	65,9 (21,85)	54,6 [†] (15,83)	57,8 [†] (13,42)	118,3 (41,19)	148,3 (90,65)	196,7 (90,48)	158,3 (57,76)
G2	P	10,1 (1,89)	10,4 (2,66)	8,7 (4,42)	9,1 (4,57)	10,9 (6,78)	17,2 (8,80)	11,8 (7,69)	15,5 (9,90)	296,7 (230,71)	218,3 (206,05)	328,3 (139,92)	273,3 (377,87)
	NP	20,7 [†] (5,42)	22,4 [†] (5,56)	15,8 [†] (3,37)	19,6* ^{†§} (4,53)	66,7 (32,02)	69,2 (21,19)	53,1 [†] (12,03)	61,1 [†] (13,15)	73,3 ^{†§} (19,66)	131,7* (65,55)	206,7 (106,90)	163,3 (98,52)

PT, pico de torque; TT, trabalho total; TA, tempo de aceleração; P, lado parético; NP, lado não parético.

* : diferente da avaliação pré-intervenção; $p < 0,05$ (teste de Wilcoxon)

[†] : diferente do lado parético; $p < 0,05$ (teste de Wilcoxon)

[§] : diferente de G1; $p < 0,05$ (teste de Mann-Whitney U)

Tabela 4. Média (DP) dos índices referentes aos componentes vertical e ântero-posterior das forças de reação ao solo antes e após a intervenção

		Fz ₁		Fz _{min}		Fz ₂		PO		Fx _{min}		Fx _{max}	
		Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
G1	P	0,65 (0,45)	0,92 (0,12)	0,55 (0,38)	0,79 (0,06)	0,65 (0,46)	0,88 (0,09)	0,02 (0,02)	0,02 (0,00)	-0,07 (0,07)	-0,06 (0,02)	0,04 (0,05)	0,04 (0,01)
	NP	0,84 (0,43)	0,93 (0,02)	0,73 (0,37)	0,86 (0,05)	0,85 (0,44)	0,95 [†] (0,04)	0,03 (0,02)	0,03 (0,01)	-0,07 (0,07)	-0,05 (0,02)	0,09 (0,09)	0,04 (0,01)
G2	P	0,94 (0,25)	0,98 (0,07)	0,79 (0,23)	0,80 [§] (0,12)	0,97 (0,23)	0,91 (0,09)	0,03 (0,01)	0,02 (0,01)	-0,06 (0,05)	-0,10 (0,02)	0,07 (0,04)	0,07 [§] (0,02)
	NP	1,07 (0,11)	0,95* (0,09)	0,95 (0,06)	0,82* [§] (0,07)	1,04 (0,05)	0,99 [†] (0,07)	0,03 (0,01)	0,03 (0,01)	-0,09 [†] (0,03)	-0,09 (0,04)	0,09 (0,02)	0,12* ^{†§} (0,04)

Fz₁, primeiro pico da componente vertical (Fz); Fz_{min}, vale de Fz; Fz₂, segundo pico de Fz; PO, push-off; Fx_{min}, pico negativo da componente ântero-posterior (Fx); Fx_{max}, pico positivo de Fx; P, lado parético; NP, lado não parético.

* : diferente da avaliação pré-intervenção; p<0,05 (teste de Wilcoxon)

† : diferente do lado parético; p<0,05 (teste de Wilcoxon)

§ : diferente de G1; p<0,05 (teste de Mann-Whitney U)

4.4 Discussão

Os resultados desse estudo mostram uma melhora no desempenho muscular do lado parético nos sujeitos que receberam treino resistido associado ao TMESPP. Em relação às FRS, verificamos um aumento do pico positivo de Fx no lado não parético nos sujeitos do G2, que se traduz em maior aceleração do corpo na fase de propulsão. Além disso, em ambos os lados do G2 este mesmo parâmetro é maior do que o valor apresentado pelos sujeitos do G1 após a intervenção. Esses três resultados em conjunto sugerem que a intervenção realizada no G2 provoca melhoras em duas variáveis importantes na execução eficiente da marcha: o desempenho muscular na plantiflexão e a propulsão na marcha.

As variáveis de desempenho muscular após a intervenção não se alteraram nos sujeitos que receberam apenas TMESPP e não observamos diferenças em comparação com o G2. Apesar de o TMESPP ser um tratamento eficaz na melhora da função da marcha em hemiparéticos, acreditamos que a ausência de diferenças nas variáveis de desempenho muscular no G1 tenha ocorrido porque esta abordagem parece ter impacto sobre as variáveis diretamente relacionadas ao desempenho da marcha, como resistência, velocidade e também sobre o controle postural (HESSE et al, 1994, 1995; VISINTIN et al, 1998; POHL et

al, 2002; SULLIVAN et al, 2002). Porém, um estudo conduzido por Sullivan e colaboradores (2007) demonstrou melhoras na força muscular dos membros inferiores após TMESPP, além de aumento da velocidade da marcha, enquanto que o treino de força progressivo para membros inferiores apresentou impacto apenas sobre a velocidade da marcha em um protocolo de 6 semanas de duração. No entanto, nesse estudo a avaliação da força muscular foi realizada por meio de contrações isométricas, em que a sinergia dos músculos agonista e antagonista pode mascarar a capacidade real de geração de força do músculo testado (LUM et al, 2004). Por esse motivo utilizamos o teste isocinético em nosso estudo, já que o uso funcional do membro requer a produção de torque durante o movimento.

Além da força, a destreza e a velocidade de geração do movimento apresentam-se comprometidos em hemiparéticos (WIRTH et al, 2008). No G2 observamos um aumento do tempo de aceleração na dorsiflexão a $60^\circ/s$ do lado não parético, indicando que a eficiência do movimento diminuiu. Entretanto, a falta de destreza parece ser um componente secundário dos distúrbios do movimento encontrados nessa população, enquanto que a fraqueza muscular apresenta um papel importante no desenvolvimento da disfunção (CANNING et al, 2004; NADEAU et al, 1999). Além disso, o treino resistido para os músculos do tornozelo aplicado nesse estudo foi desenhado com o objetivo de aumentar a produção de força, e a velocidade do movimento não foi considerada como elemento terapêutico. Desse modo, o esforço dos sujeitos esteve dirigido à geração de energia para vencer a resistência das bandas elásticas, o que tornou o movimento mais lento durante os treinos. Estes fatos, aliados à ausência de diferenças no TA do lado parético no G2, ilustram a importância da especificidade do treino.

Os sujeitos do G2 mostraram aumento da geração de força no lado parético durante a plantiflexão a $60^\circ/s$ e no lado não parético durante a dorsiflexão a $120^\circ/s$, indicando que a associação do treino resistido ao TMESPP pode se traduzir em maiores ganhos de força do que o TMESPP empregado como único tratamento. Os músculos responsáveis pela plantiflexão são de especial interesse quando se fala em reabilitação da marcha, uma vez que, junto com os extensores do quadril, são responsáveis pela manutenção da estabilidade postural nas fases inicial e final do apoio, além de atuarem na propulsão do centro de massa para a locomoção (PERRY, 2004). O impulso necessário para a propulsão depende tanto da força muscular quanto da duração da produção de força, mensurados pelo PT e TT, respectivamente. Não observamos melhoras significativas na propulsão da marcha nos

sujeitos do G2, medida através da taxa de descarga (*push-off*), apesar do aumento da força nessa musculatura após o tratamento. Não podemos confirmar a causa dessa discrepância por não termos dados relacionados aos momentos e à ativação muscular na fase de apoio da marcha, mas acreditamos que o aumento da força se traduziu em ganho funcional devido ao aumento dos valores do pico positivo de Fx observado no lado não parético.

O potencial do treino em promover a plasticidade neural e otimizar o desempenho funcional tem sido descrito na literatura (BÜTEFISCH et al, 1995; MIYAI et al, 2006). Embora a especificidade do treino seja um fator importante para reorganização cerebral e a recuperação da função, estudos indicam que a prática em massa de tarefas específicas é menos eficaz para a aprendizagem motora do que a realização de atividades variadas de maneira intercalada por adicionar o componente de variabilidade ao treino (SHEA; KOHL, 1991). A variabilidade é um componente importante do comportamento, que permite ao indivíduo melhor adaptação à demanda da tarefa (MÜLLER; STERNAD, 2008). Estudos relatam alterações da atividade cerebral durante a prática de atividade motora em hemiparéticos (MIYAI et al, 2006; FORRESTER et al, 2008) e sugerem que esta plasticidade transiente seja um mecanismo potencial para a aprendizagem motora. Assim, acreditamos que a prática intercalada do TMESPP ao treino resistido tenha sido uma boa estratégia para a melhora da função locomotora em hemiparéticos.

Nos sujeitos do G2 observamos ainda a melhora da simetria entre os lados em relação ao pico negativo de Fx após a intervenção. Isto, associado à diminuição da descarga de peso no lado não parético, pode indicar que esses sujeitos passam a usar o mecanismo de desaceleração do membro na fase inicial do apoio de maneira mais eficiente depois do tratamento. Um estudo de Kim e Eng (2003) demonstrou correlação positiva entre a simetria nas FRS e a velocidade da marcha, e Huitema e colaboradores (2004) sugerem que a recuperação funcional da marcha independe da restauração do padrão cinemático normal. Estes dados reforçam nossa hipótese de que os pacientes submetidos ao TMESPP associado ao treino resistido apresentaram melhoras funcionais, ilustradas pela maior semelhança das FRS entre os lados parético e não parético.

Uma das limitações desse estudo foi o tamanho reduzido da amostra, que pode elevar o risco de erros do tipo II. Entretanto a intervenção proposta foi capaz de provocar alguma diferença significativa, ainda que tenha sido realizada em poucos sujeitos. Ressaltamos que nosso objetivo foi avaliar variáveis pontuais relacionadas ao aumento de força e eficiência

musculares, mas acreditamos que estudos posteriores são necessários para uma análise mais abrangente, que envolva a análise de medidas funcionais e de qualidade de vida.

Concluimos que a associação do treino resistido ao TMESPP resulta em aumento da força no lado parético para a plantiflexão a $60^\circ/s$, movimento intrinsecamente relacionado à propulsão na marcha.

5 Contextualização

5.1 Tendências em reabilitação da marcha

Apesar de o treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso (TMESPP) ser atualmente a terapia de escolha para a reabilitação da marcha, o esforço dos terapeutas para a execução do treino torna sua aplicabilidade limitada, especialmente quando o paciente necessita de grande assistência para executar o treino, que leva o terapeuta à fadiga rapidamente (HESSE, 2008). Em consequência, as sessões de terapia têm menor duração e a característica de repetição contínua de ciclos da marcha durante o treino torna-se comprometida. Nas últimas duas décadas os avanços tecnológicos têm levado os robôs para fora do ambiente industrial através do seu aperfeiçoamento e capacidade de interação direta com o ser humano. Desde então terapias assistidas por robô têm sido desenvolvidas em diversos campos da medicina, inclusive o da reabilitação.

O desenvolvimento de dispositivos robóticos de auxílio à marcha tem como objetivo facilitar o emprego da TMESPP e intensificar os resultados positivos desta abordagem de terapia pela inclusão de sistemas de *biofeedback* na terapia (RIENER et al, 2006). Com este intuito foi desenvolvido o Lokomat (Hocoma, AG, Suíça), uma órtese motorizada desenvolvida para auxiliar a execução dos movimentos da marcha. Este dispositivo consiste de um exoesqueleto controlado por computador, o qual é acoplado aos membros inferiores do indivíduo. Ao mesmo tempo o corpo é mantido sobre uma esteira motorizada por um mecanismo de suspensão de peso. O exoesqueleto age de maneira similar à proveniente da assistência manual durante o treino de marcha em terapias convencionais, simulando trajetórias consistentes com o padrão de marcha normal. Uma das características deste equipamento é o uso de um sistema de *haptic feedback*, ou seja, uma conexão entre a máquina e o indivíduo capaz de responder aos mínimos desvios da trajetória de cada segmento durante a marcha. Esta resposta depende do nível de assistência requerido pelo paciente em cada segmento do membro inferior durante as diferentes fases da marcha, podendo variar de auxílio total à independência para executar determinado componente do movimento. Desta forma, a terapia torna-se específica e personalizada. O Lokomat gera

dados referentes ao torque, excursão e nível de assistência requerido por cada segmento do membro inferior. Estes dados fornecem meios de monitoramento durante a terapia (atuando como *feedback* para o paciente) e também podem ser usados como medidas de desempenho em resposta à terapia.

Estudos têm demonstrado a eficácia da intervenção com o Lokomat hemiparéticos (HIDLER et al, 2009), lesados medulares (HORNBY; ZEMON; CAMPBELL, 2005) e em crianças com paralisia cerebral (PC) (BORGGRAEFE et al, 2010; MEYER-HEIM et al, 2007), mas ainda sem resultados conclusivos sobre os critérios para a escolha desta terapia que justifiquem sua superioridade sobre outras abordagens de tratamento. No momento, esse dispositivo é o único que pode ser adaptado para o uso em crianças. Por este motivo, estudos que busquem a consolidação do treino de marcha assistido por robôs são importantes para a utilização desses equipamentos na prática clínica com segurança e eficácia.

6 Estudo 3 – Melhora e retenção da função locomotora em crianças com paralisia cerebral após treino de marcha assistido por robô

Benjamin Patrixiti¹, Fernanda Romaguera^{1,3}, Lynn Deming¹, Anat Mirelman¹, Marlena Pelliccio¹, Donna Nimec¹, Paolo Bonato²

¹ Departamento de Medicina Física e Reabilitação, Faculdade de Medicina de Harvard, Boston, Estados Unidos

² Divisão de Ciências da Saúde e Tecnologia, Harvard-MIT, Cambridge, Estados Unidos

³ Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, Brasil

Resumo

Trabalhos recentes têm sugerido que a abordagem de treinamento tarefa-específico é viável em crianças, mostrando resultados positivos sobre a função locomotora. O avanço da tecnologia permitiu o desenvolvimento de robôs capazes de assistir a marcha com padrões fisiológicos, proporcionando um treino prolongado e com parâmetros controlados. Esse estudo avaliou o efeito do treino de marcha assistido por robô (TMAR) durante seis semanas em crianças com diparesia espástica secundária à PC. Vinte crianças (12 sexo masculino, 5-13 anos) participaram em um programa de TMAR, composto por três sessões por semana de 30 minutos cada por um período de seis semanas. Foram avaliadas medidas funcionais e padrões espaço-temporais da marcha antes, após e três meses depois do término da intervenção. Durante cada sessão os sujeitos foram encorajados a andar continuamente e o tão ativamente quanto possível. Conforme o treino progredia, o nível de assistência proveniente do robô, a quantidade de suporte de peso e a velocidade da esteira foram ajustadas para cada sujeito. As comparações feitas antes e após o treino revelam melhora significativa em medidas clínicas da função locomotora e na mecânica da marcha. Foi observado um aumento da pontuação nas dimensões D (27%, $p=0,006$) e E da GMFM (18%, $p=0,002$), na velocidade da marcha (9,22%, $p=0,2$) e resistência das crianças à caminhada (13,85%, $p=0,03$). Todas as variáveis mostraram-se significativamente maiores aos valores iniciais depois de três meses do fim da intervenção. Estes resultados indicam que o TMAR promove melhoras nos padrões da marcha, e que a aprendizagem dessa nova tarefa é retida mesmo após a interrupção do treino.

Palavras-chave: paralisia cerebral, marcha, treino funcional, terapia assistida por robô.

6.1 Introdução

Crianças com paralisia cerebral (PC) representam o maior grupo dos pacientes pediátricos com desordens neuromusculares, sendo que a forma espástica é a mais frequente, acometendo 72% a 91% das crianças com PC (ODDING; ROEBROECK; STAM, 2006). Das que desenvolvem a marcha, aproximadamente 30% têm disfunções severas de deambulação (HUTTON; COLVER; MACKIE, 2001) que acabam levando à dependência de cadeira de rodas (MESTERMAN et al, 2010). A maior parte das crianças diparéticas (que têm comprometimento locomotor predominantemente nos membros inferiores) adquire a marcha, ainda que com velocidade reduzida, alto custo energético e capacidade funcional debilitada. O comprometimento do desempenho em tarefas funcionais relacionadas à postura bípede e à marcha está negativamente relacionado à capacidade dessas crianças em realizar e participar de atividades, e também à interação social (BJORNSON et al, 2007).

Por estes motivos, a melhora da marcha tem sido um foco bastante importante na reabilitação dessa população com o envolvimento de técnicas de tratamento diversas. Atualmente, teorias do controle motor apontam para a o envolvimento de um sistema de retroalimentação antecipatória para execução da ação, que é eliciada por processos centrais do sistema nervoso mais do que por processos de retroalimentação simples, como as respostas reflexas (HADDERS-ALGRA, 2001; KELSO, 1991; STRANGER, 2003). Com base neste modelo, o sujeito deve ser um participante ativo na execução da tarefa através do oferecimento de oportunidades para a prática repetitiva da tarefa específica. O treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso (TMESPP) é uma das abordagens baseadas nesse modelo, mostrando-se benéfico na recuperação motora e na marcha de crianças com PC (CHERNG et al, 2007), inclusive com a transferência da habilidade adquirida no treino para as atividades da vida diária (DAY et al, 2004). Contudo, o desenvolvimento dessa terapia para crianças com PC ainda está em seus estágios iniciais, carecendo de estudos melhor controlados para a obtenção de resultados definitivos (para revisão ver DAMIANO; DEJONG, 2009; MATTERN-BAXTER, 2009; MUTLU; ROSSCHELL; SPIRA, 2009; WILLOUGHBY; DODD; SHIELDS, 2009).

Outra abordagem para o treino tarefa-específico na reabilitação da marcha foi desenvolvida recentemente: o treino de marcha assistido por robôs (TMAR). O equipamento

é desenhado como um exoesqueleto programado para adequar seu padrão de movimento com base na intenção e esforço do paciente, permitindo um ajuste mais refinado e específico para cada sujeito (REINER; LÜNENBURGER; COLOMBO, 2006). Uma das vantagens desta abordagem sobre o TMESPP é que a primeira permite que um padrão de marcha fisiológico seja atingido e mantido por períodos de tempo mais longos na terapia, aumentando a exposição do sujeito à tarefa. Ainda, não há necessidade de mais de um terapeuta para conduzir a sessão devido à necessidade de assistência manual diminuída. Além disso, o *feedback* sensorial e visual fornecidos pela máquina auxiliam o processo de (re)aprendizado. Evidências recentes indicam que o TMAR também pode ser praticado em crianças com PC (MEYER-HEIM et al, 2007), e que tanto programas ambulatoriais quanto programas intensivos (realizados em períodos de internação) demonstram melhoras na velocidade e na função locomotora como um todo (MEYER-HEIM et al, 2009). Borggraefe e colaboradores (2010) mostraram que um TMAR composto por 12 sessões num período de 3 semanas melhorou a pontuação de crianças diparéticas espásticas nas dimensões D e E da escala *Gross Motor Function Measure* (GMFM) (RUSSELL et al, 2000), sugerindo um efeito adicional dessa abordagem de tratamento sobre a estabilização da postura.

No entanto, até onde nosso conhecimento alcança, não existem evidências de que os benefícios obtidos tanto com o TMESPP quanto com o treino de marcha assistido por robôs têm a melhora dos parâmetros indicativos de função mantida após o término da intervenção. O objetivo deste estudo foi então avaliar o quanto o treino de marcha utilizando uma órtese de marcha motorizada (Lokomat Pediátrico) tem a melhora a função locomotora e a mecânica da marcha em crianças diplégicas retida após um período de três meses sem a intervenção específica.

6.1.1 Metodologia

6.1.2 Amostra

Este estudo compreendeu a análise prospectiva de uma amostra de conveniência de 20 crianças com diagnóstico de PC diparética espástica (Tabela 1), abrangendo uma coleta de dados inicial, a intervenção (TMAR) realizada por 6 semanas, uma avaliação posterior e outra de acompanhamento, realizada 3 meses após o fim da intervenção. Crianças que não apresentassem maiores complicações ortopédicas ou neurológicas que pudessem interferir no treino de marcha foram encaminhadas pelo Departamento de Medicina Física e Reabilitação em Pediatria do *Spaulding Rehabilitation Hospital* (Boston, MA) para seleção.

Para a inclusão na amostra os sujeitos deveriam 1) ter de 4 a 14 anos, e 2) ser capazes de andar por 15 metros sem auxílio (equipamentos de assistência foram permitidos). Os sujeitos foram excluídos se apresentassem 1) fraturas nos membros inferiores; 2) contraturas severas que interferissem na manutenção da postura ereta; 3) comprimento do fêmur menor que 21 cm, 4) lesões na pele dos membros inferiores, 5) contra-indicações cardíacas e pulmonares, 6) comprometimento cognitivo severo que interferisse no uso do robô, 7) uso de toxina botulínica ou medicamentos para controle de espasticidade, e/ou realização de cirurgias nos 3 meses que antecederam o estudo. A severidade do comprometimento motor das crianças foi determinada de acordo com o *Gross Motor Function Classification System* (PALISANO et al, 1997, GMFCS, Anexo E). Esses critérios foram avaliados por meio de uma entrevista estruturada com o responsável pela criança e por uma breve inspeção física. Não foram feitas distinções de sexo, raça e etnia.

Os objetivos e procedimentos da pesquisa foram explicados aos responsáveis, que assinaram um termo de consentimento antes da criança iniciar sua participação no estudo. O estudo foi aprovado pelo *Internal Review Board* (IRB) do *Spaulding Rehabilitation Hospital*, de acordo com as diretrizes da Declaração de Helsinki (1964).

Sujeito	Sexo	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (cm)	Órtese	Equipamento para assistência na marcha	Nível GMFCS
1	F	7	20,59	113	SAFO	Muletas canadenses	III
2	M	12	23,14	130	SAFO	Andador	III
3	M	13	32,62	140	SAFO	Andador	III
4	M	12	30,99	134	HAFO	Andador	II
5	M	7	15,80	111	HAFO	Ajuda de terceiros	III
6	M	9	31,29	137	HAFO	Nenhum	II
7	M	12	29,66	151	HAFO	Andador	III
8	F	7	23,96	111	HAFO	Andador	III
9	M	8	32,11	126	SAFO	Nenhum	II
10	F	8	25,90	127	HAFO	Muletas canadenses	III
11	M	9	25,48	128	SAFO	Andador	III
12	M	7	18,96	116	SMO	Andador	III
13	F	5	20,8	117	HAFO	Andador	III
14	F	6	19,87	115	HAFO	Ajuda de terceiros	III
15	F	6	17,53	115	Nenhum	Andador	III
16	M	11	58,00	146	SAFO	Andador	II
17	M	7	19,88	125	PLS	Muletas canadenses	III
18	F	9	28,03	126	Nenhum	Nenhum	I
19	F	11	39,25	149	SMO	Nenhum	I
20	M	7	15,90	109	SAFO	Muletas canadenses	III

M, masculino; F, feminino; GMFCS, Gross Motor Function Classification System; SAFO, órtese tornozelo-pé rígida; HAFO, órtese tornozelo-pé articulada; PLS, órtese suropodálica; SMO, órtese supra-maleolar.

6.1.3 Procedimentos

Antes, após e três meses depois do término da intervenção foram realizados uma avaliação clínica da função locomotora, testes de velocidade e resistência durante a marcha, e também a análise dos parâmetros espaço-temporais da marcha.

Para a avaliação clínica foi utilizada a escala GMFM (Anexo F). Para os propósitos deste estudo foram testadas apenas as dimensões D e E, referentes à mobilidade em pé e à capacidade de locomoção das crianças, respectivamente. A pontuação obtida em cada dimensão foi analisada separadamente. A velocidade da marcha foi verificada pelo teste de caminhada por 10 metros. O teste de caminhada por 6 minutos foi aplicado para mensurar a resistência à fadiga (MAHER; WILLIAMS; OLDS, 2008).

A avaliação dos parâmetros espaço-temporais foi realizada através de análise cinemática tridimensional. Para tanto o sistema de análise de movimento Vicon 512 (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) de oito câmeras foi utilizado com uma frequência de amostragem de 120Hz. Dezenove marcadores reflexivos foram posicionados diretamente na

pele dos membros inferiores de acordo com o sistema de marcadores *Helen Hayes* modificado. As crianças andaram descalças por uma passarela de 6 metros de comprimento até que fossem capturadas 10 tentativas de cada lado e contaram com assistência manual para andar quando necessário. Sempre que necessário as crianças faziam pausas para descanso durante a coleta dos dados. Os dados foram coletados pelo programa *Plug-in Gait Biomechanical Modeller* versão 1.7 (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) e normalizados em 100% do ciclo para comparação dos dados entre os participantes. A média de cinco tentativas de cada membro foi utilizada para a análise estatística.

6.1.4 Intervenção

A intervenção consistiu de TMAR realizado com uma frequência de três vezes por semana durante um período de seis semanas, totalizando 18 sessões. Cada sessão teve duração aproximada de 60 minutos, contabilizando o tempo gasto para o preparo da criança, o tempo efetivo do treino de marcha (30 minutos em média) e os períodos de descanso, oferecidos sempre que solicitado pela criança.

O Lokomat Pediátrico (Hocoma, AG, Suíça) é o primeiro equipamento adaptável para o uso em crianças, e foi o robô utilizado para a intervenção nesse estudo. Este equipamento promove a suspensão parcial de peso através de um colete adaptado interligado a um sistema de contrapeso sobre uma esteira rolante (Figura 1). O exoesqueleto é conectado à criança com fitas de velcro ajustáveis no tronco, pelve e extremidades inferiores, sendo que os centros articulares do quadril e do joelho devem estar alinhados ao eixo correspondente no robô. O sistema subtrai o peso do exoesqueleto e do colete para que a suspensão de peso fornecida não sofra a interferência do equipamento. Atuadores localizados nas articulações do quadril e do joelho são programados para gerar um padrão de marcha fisiológico sincronizado com a velocidade da esteira rolante. O movimento do tornozelo não recebe interferência do equipamento, mas faixas elásticas são posicionadas ao redor do calçado da criança para assegurar a retirada do pé durante a fase de apoio.

Cada sessão de treino compreendia 30 minutos de caminhada divididos em três intervalos de 10 minutos, quando as crianças foram encorajadas a andar o mais ativamente

possível. O sistema fornece dados sobre a posição e a força realizada em cada articulação separadamente durante a execução dos passos, e o terapeuta encoraja o paciente na geração de torque nas articulações específicas para obtenção do movimento desejado. Entre os intervalos as crianças descansavam e eventuais ajustes no equipamento eram realizados. O progresso do treino foi feito com a diminuição da quantidade de suporte de peso e aumento da velocidade, além de diminuição da assistência do equipamento para a execução da marcha. Os ajustes foram feitos de acordo com a capacidade da criança em manter a postura ereta, verificada pelo posicionamento do tronco em relação à pelve e pela presença de flexão e/ou extensão excessiva do joelho na fase de apoio; ou ainda pela habilidade de levantar o pé na fase de balanço.

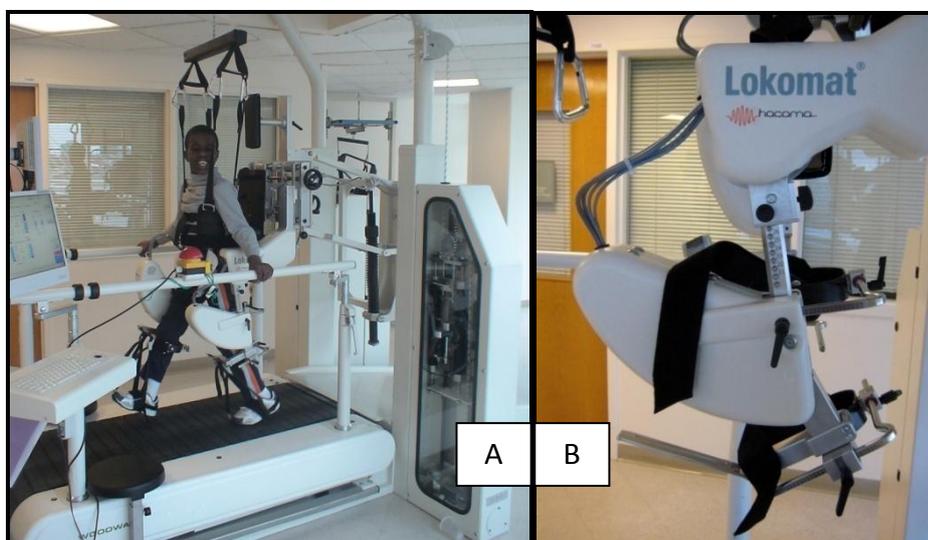


Figura 1. A, criança durante o treino de marcha assistido por robôs no equipamento Lokomat; B, imagem aproximada para visualização do sistema de fixação do exoesqueleto aos membros inferiores.

6.1.5 Análise dos dados

Após verificação da normalidade (teste de Shapiro-Wilks) e homogeneidade (teste de Levene) os dados foram comparados entre as três avaliações (pré, pós e follow-up). A pontuação bruta de cada variável clínica (GMFM – dimensões D e E, teste de caminhada de

6 minutos, teste de caminhada por 10 metros) foi analisada por meio de ANOVA de uma via para medidas repetidas seguida do teste LSD para comparações entre pares. Para a análise das variáveis espaço-temporais (comprimento da passada, velocidade, cadência, duração da passada, duração do apoio simples, duração do duplo apoio) foram considerados os valores obtidos em ambos os lados – totalizando 40 membros – por meio dos mesmos testes.

O nível de significância foi estabelecido em 5%. As análises foram executadas com o software SPSS Statistics (v. 17.0, SPSS Inc., IL, EUA).

6.2 Resultados

Após o treino a pontuação obtida nas dimensões D e E (Figura 2) da GMFM revelaram melhoras nas funções de ficar em pé (aumento de 27%, $p=0,006$) e da marcha (aumento de 18%, $p=0,002$) respectivamente, mantidas no *follow-up*.

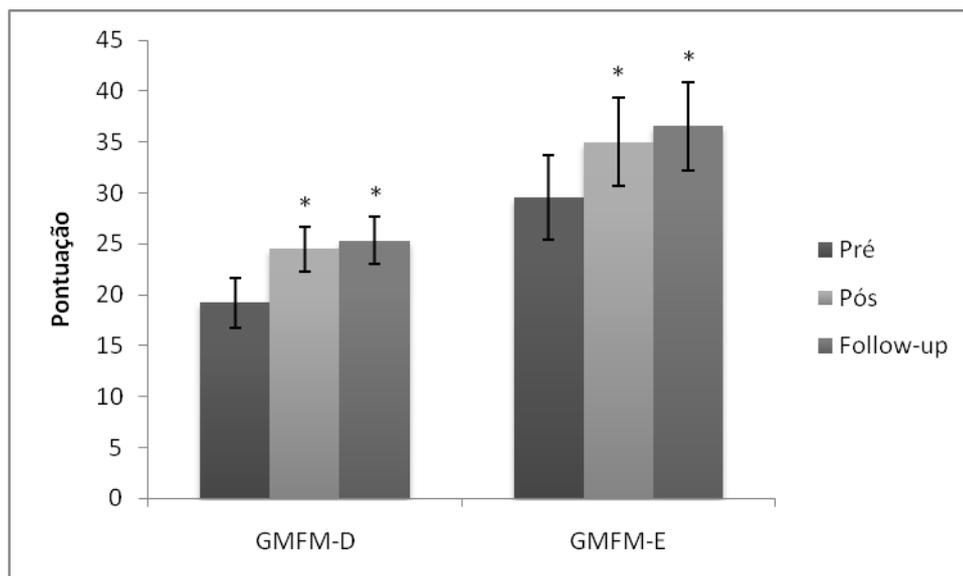


Figura 2. Pontuação nas dimensões D (mobilidade em pé) e E (função locomotora) da Escala GMFM medidas ao longo do tempo. Dados expressos em média±EPM.

* $p<0,05$ comparado à avaliação inicial (teste LSD para comparações entre pares)

Na velocidade da marcha (Figura 3) também foi observada melhora, apesar de só termos encontrado diferença significativa no follow-up ($p=0,027$).

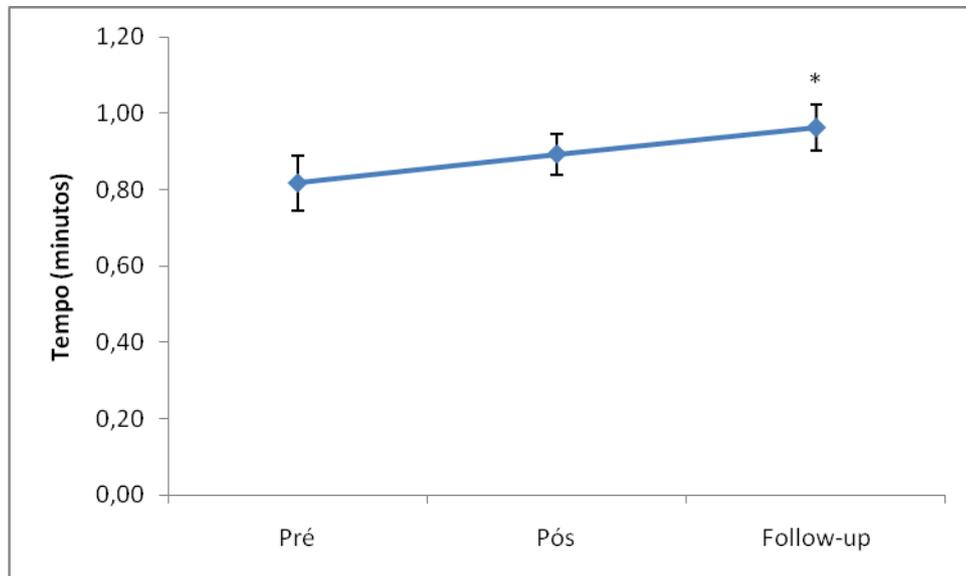


Figura 3. Velocidade da marcha obtida no Teste de Caminhada de 10 metros, medida ao longo do tempo. Dados expressos em média \pm EPM.

* $p<0,05$ comparado à avaliação inicial (teste LSD para comparações entre pares)

A resistência das crianças (Figura 4) não apresentou melhora significativa, apesar de ser observada uma tendência de melhora mantida ao longo do tempo.

A melhora da função locomotora também foi observada na mecânica da marcha (Tabela 2), incluindo um aumento no comprimento da passada ($p<0,001$), na velocidade ($p<0,001$), e na cadência ($p<0,05$); e diminuição da duração da passada ($p<0,05$) e do tempo de apoio duplo ($p<0,01$) após a realização do treino. As melhoras observadas na avaliação pós-treino mostraram-se constantes no acompanhamento após 3 meses.

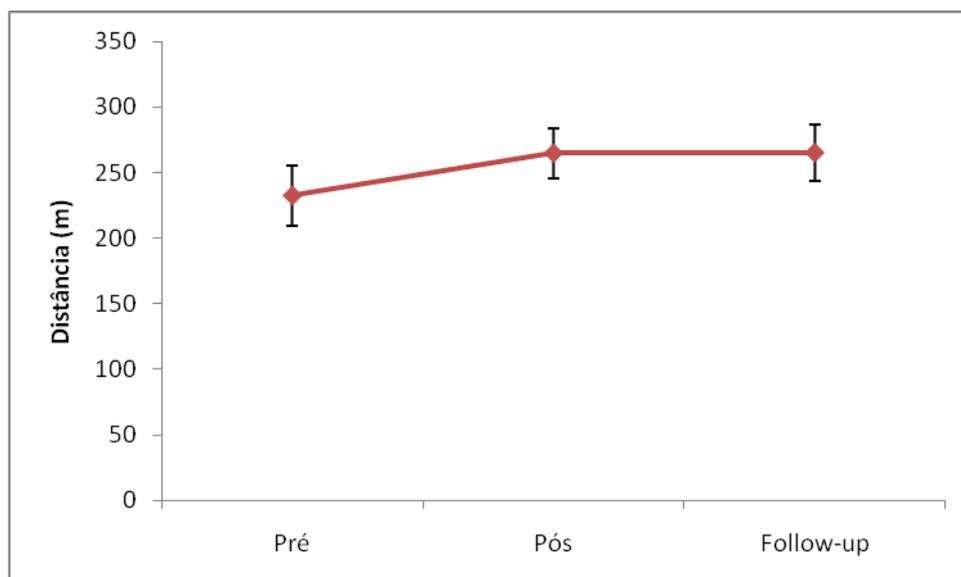


Figura 4. Resistência a marcha obtida no Teste de Caminhada de 6 minutos, medida ao longo do tempo. Dados expressos em média±EPM.

Tabela 2. Variáveis espaço-temporais ao longo do tempo

	Pré		Pós		Follow-up	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Comprimento da passada	0,67	0,22	0,74*	0,19	0,75*	0,20
Velocidade	0,59	0,26	0,69*	0,22	0,69*	0,24
Cadência	103,19	20,11	111,66*	16,46	108,71*	15,57
Duração da passada	1,23	0,31	1,11*	0,19	1,14*	0,17
Duração do apoio simples	0,40	0,08	0,40	0,08	0,40	0,07
Duração do duplo apoio	0,42	0,25	0,31*	0,11	0,33*	0,13

* $p < 0,05$ comparado à avaliação inicial (teste LSD para comparações entre pares)

6.3 Discussão

Os resultados desse estudo mostram uma melhora no desempenho funcional e na mecânica da marcha em crianças diparéticas espásticas após seis semanas (18 sessões) de TMAR. Além disso, verificamos que a melhora dessas variáveis manteve-se ao longo do tempo, indicando a retenção das novas habilidades aprendidas durante o treino.

Outros estudos verificaram um incremento da função locomotora em crianças com PC que realizaram TMAR, com melhores resultados obtidos na dimensão E da GMFM (BORGGRÆFE et al, 2010; MEYER-HEIM et al, 2007). Baseados nos resultados desses estudos os pesquisadores sugerem que o TMAR possui um componente tarefa-específico,

reforçando o conceito amplamente reconhecido na literatura como uma abordagem eficaz de tratamento. No entanto, em estudo mais recente Meyer-Heim e colaboradores (2009) reportaram melhora significativa na dimensão D da GMFM e na velocidade da marcha, e apenas uma tendência à melhora na dimensão E e na resistência. Essas diferenças podem ter ocorrido devido à duração do treinamento e às características da amostra, que diferiam bastante entre os estudos, e sugerem que a melhora no desempenho da marcha após o treino é dose-dependente. Uma vez que verificamos melhoras significativas na função da marcha, acreditamos que o protocolo de treino proposto (18 sessões de 30 minutos divididas em 6 semanas) foi suficiente para promover alterações positivas na marcha de crianças com PC.

O TMAR apresenta-se como uma ferramenta promissora de tratamento por promover terapia para a marcha em grande intensidade, beneficiando a (re)aprendizagem ou melhora da capacidade de andar (MEYER-HEIM ET AL, 2007). Sabe-se que a reorganização cortical após lesões no sistema nervoso central é beneficiada pelo treino tarefa-específico, e que este mecanismo de plasticidade neural depende da duração e intensidade do treino (FORRESTER et al., 2008). Entretanto, esses resultados baseiam-se primariamente em estudos de indivíduos adultos, e levantam a questão sobre qual é a influência dessa abordagem de tratamento em crianças. Especula-se que crianças têm o potencial de responder à experiência de maneira similar aos adultos, com um potencial adicional da regulação do desenvolvimento neural em resposta a lesões (WITTENBERG, 2009). No caso do TMAR, acreditamos que a intervenção tenha agido de maneira positiva nos mecanismos de plasticidade neural em crianças com PC, refinando o controle motor da marcha e apresentando o potencial de promover a retenção das novas habilidades.

A retenção da melhora da qualidade da marcha observada neste estudo pode ter ocorrido também pela motivação das crianças em andar mais. Através de relatos verbais dos cuidadores e das próprias crianças, o TMAR foi bastante interessante e desafiador, provocando maior engajamento das crianças tanto durante a terapia quanto no ambiente social em que viviam. Esta pode ser mais uma explicação para a retenção da habilidade adquirida mesmo após 3 meses sem essa intervenção específica (as crianças continuaram recebendo o tratamento usual), além do reforço positivo obtido pela melhora sentida pelas crianças.

Uma das limitações do estudo é ausência de uma medida de qualidade de vida para mensurar o impacto da intervenção sobre a realização das atividades da vida diária da criança, uma vez que a mobilidade é importante também para o desenvolvimento psicossocial nas primeiras décadas de vida. Ainda, a ausência da análise detalhada das variáveis cinéticas e cinemáticas não permitiu a avaliação das alterações do padrão da marcha dessas crianças, fazendo com que a identificação dos componentes específicos responsáveis pela melhora na função locomotora não pudesse ser realizada.

Os resultados apresentados nesse estudo justificam o uso da TMAR na prática clínica e encorajam o desenvolvimento de métodos de intervenção que enfatizam a função. Pode-se concluir que o TMAR interfere de maneira positiva na função locomotora da marcha em crianças com PC e realça a retenção das habilidades desenvolvidas no treino em médio prazo.

7 Considerações finais e perspectivas futuras

Uma vez que a melhora na função das atividades de vida diária é o principal objetivo da reabilitação, a exploração de novas alternativas de tratamento que possam traduzir-se em ganhos reais para os pacientes deve ser enfatizada. Sendo assim, trabalhos direcionados para a reabilitação dos membros inferiores são valiosos por abordarem um dos aspectos mais relevantes na reabilitação: a recuperação da marcha.

Em nosso primeiro estudo procuramos identificar o padrão de ativação da musculatura do tornozelo em hemiparéticos crônicos. Verificamos que as alterações na sinergia muscular foram mais evidentes durante a manutenção da postura ortostática. Contudo não tivemos a oportunidade de detalhar alguns aspectos relevantes para a descrição acurada da coativação, como medidas específicas de avaliação do deslocamento do centro de massa. Assim, sugerimos a investigação dos momentos gerados e a relação destes com o deslocamento do centro de massa tanto durante a marcha quanto na manutenção da postura ortostática, que em conjunto fornecem mais informações sobre o desempenho muscular do que a eletromiografia isoladamente.

Nesta tese também estudamos duas estratégias de tratamento da marcha baseadas nos conceitos do treino tarefa-específico e verificamos que ambas provocaram melhoras desta habilidade em pacientes com disfunções crônicas do movimento. Observamos que a associação de treino de fortalecimento muscular ao treino funcional resulta em uma melhora ainda mais evidente. No entanto, identificamos algumas lacunas no vasto corpo de pesquisa sobre o tema, como a escassez de estudos randomizados que embasem a prescrição do treino para subgrupos em uma mesma população de maneira personalizada, tanto em relação aos parâmetros do treino quanto aos subgrupos melhor beneficiados por cada tipo de tratamento específico. Sugerimos a realização de estudos multicêntricos randomizados que abordem essa questão, buscando ainda identificar as causas das possíveis alterações após a intervenção.

Acreditamos que os efeitos positivos do treino reflitam melhoras no controle motor, provenientes tanto de adaptações no sistema nervoso central quanto nas propriedades morfológicas e de ativação dos músculos em si. Entretanto, a tecnologia ainda não é capaz de fornecer informações precisas sobre a atividade neuronal durante a execução de

atividades dinâmicas. Sendo assim, encorajamos o desenvolvimento de metodologias que permitam a investigação dos mecanismos de plasticidade a fundo.

Referências

ADA, L.; DORSCH, S.; CANNING, C. G. Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: a systematic review. **Aust J Physiother**, v. 52, p. 241-48, 2006.

ANDREWS, A. W.; BOHANNON, R. W. Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, p. 125-30, 2003.

AQUINO, C. F. et al. Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular. **Rev Bras Ciênc Mov**, v. 12, n. 2, p. 35-42, 2004.

BARBEAU, H.; ROSSIGNOL, S. Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. **Brain Res**, v. 412, n. 1, p. 84-95, 1987.

BARBEAU, H.; VISINTIN, M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, p. 1458-65, 2003.

BEAR, Mark F.; CONNORS, Barry W.; PARADISO, Michael A (Eds). **Neurociências - Desvendando o sistema nervoso**. 3. ed. Porto Alegre, RS: Artmed, 2002. 855 p.

BJORNSON, K. F.; BELZA, B.; KARTIN, D.; LOGSDON, R.; MCLAUGHLIN, J. Ambulatory physical activity performance in youth with cerebral palsy and youth who are developing typically. **Phys Ther**, v. 87, p. 248-57, 2007.

BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater reliability of a Modified Ashworth Scale of muscle spasticity. **Phys Ther**, v. 67, n. 2, p. 206-7, 1987.

BORGGRAEFE, I. et al. Robotic-assisted treadmill training enhances motor function, endurance, and speed in 15 children with cerebral palsy. **Eur J Paediatr Neurol**, *in press*, 2010.

BÜTEFISCH, C.; HUMMELSHEIM, H.; DENZLER, P.; MAURITZ, K. H. Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand. **J Neurol Sci**, v. 130, n. 1, p. 59-68, 1995.

CANNING, C. G.; ADA, L.; ADAMS, R.; O'DWYER, N. J. Loss of strength contributes more to physical disability after stroke than loss of dexterity. **Clin Rehabil**, v. 18, p. 300-8, 2004.

CARR, Janet; SHEPHERD, Roberta. **Ciência do movimento: fundamentos para a fisioterapia e reabilitação**. 2. ed. Barueri, SP: Manole, 2003. 220 p.

CHEN, C. L.; CHEN, H. C.; TANG, S. F.; WU, C. Y.; CHENG, P. T.; HONG, W. H. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 12, p. 925-35, 2003.

CHEN, G.; PATTEN, C. Treadmill training with harness support: Selection of parameters for individuals with poststroke hemiparesis. **J Rehabil R D**, v. 43, n. 4, p. 485-98, 2006.

CHERNG, R-J.; LIU, C-F.; LAU, T-W.; HONG, R-B. Effect of treadmill training with body weight support on gait and gross motor function in children with spastic cerebral palsy. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 86, p. 548-55, 2007.

DAMIANO, D. L.; DEJONG, S. L. A systematic review of the effectiveness of treadmill training and body weight support in pediatric rehabilitation. **J Neurol Phys Ther**, v. 33, n. 1, p. 27-44, 2009.

DAY, J. A.; FOX, E. J.; LOWE, J.; SWALES, H. B; BEHRMAN, H. L. Locomotor training with partial body weight support on a treadmill in a nonambulatory child with spastic tetraplegic cerebral palsy: a case report. **Pediatr Phys Ther**, v. 16, p. 106-13, 2004.

DEN OTTER, A. R.; GEURTS, A. C. H.; MULDER, Th.; DUYSSENS, J. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. **Gait Posture**, v. 25, n. 3, p. 342-352, 2007.

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

DIETZ, V. Interaction between central programs and afferent input in the control of posture and locomotion. **J Biomech**, v. 29, p. 841-4, 1996.

FORLANDER, D. A.; BOHANNON, R. W. Rivermead Mobility Index: a brief review of research to date. **Clin Rehabil**, v. 13, n. 2, p. 97-100, 1999.

FORRESTER, L. W.; WHEATON, L. A.; LUFT, A. R. Exercise-mediated locomotor recovery and lower-limb neuroplasticity after stroke. **J Rehabil Res Dev**, v. 45, n. 2, p. 205-20, 2008.

FRENCH, B. et al. Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A Cochrane systematic review and meta-analysis. **J Rehabil Med**, v. 42, p. 9-15, 2010.

GATEV, P.; THOMAS, S.; KEPPLER, T.; HALLETT, M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **J Physiol**, v. 514.3, p. 915-928, 1999.

GEURTS, A. C. H.; DE HAARTA, M.; VAN NESA, I. J. W.; DUYSSENS J. A review of standing balance recovery from stroke. **Gait Posture**, v. 22, p. 267-281, 2005.

HACHISUKA, K.; UMEZU, Y.; OGATA, H. Disuse muscle atrophy of lower limbs in hemiplegic patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 78, p. 13-8, 1997.

HADDERS-ALGRA, M. Early brain damage and the development of motor behavior in children: clues for therapeutic intervention? **Neural Plast**, v. 8, p. 31-49, 2001.

HARRIS, M. L.; POLKEY, M. I.; BATH, P. M.; MOXHAM, J. Quadriceps muscle weakness following acute hemiplegic stroke. **Clin Rehabil**, v. 15, n. 3, p. 274-81, 2001.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, p. 361-74, 2000.

HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support after stroke: A review. **NeuroRehabilitation**, v. 23, p. 55-65, 2008.

HESSE, S. et al. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. **Stroke**, v. 26, n. 6, p. 976-81, 1995.

HESSE, S.; BERTELT, C.; SCHAFFRIN, A.; MALEZIC, M.; MAURITZ, K. H. Restoration of gait in nonambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body-weight support. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 75, n. 10, p. 1087-93, 1994.

HESSE, S.; KONRAD, M.; UHLENBROCK, D. Treadmill walking with partial body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, p. 683-91, 2002.

HESSE, S.; UHLENBROCK, D.; WERNER, C.; BARDELEBEN, A. A mechanized gait trainer for restoring gait in nonambulatory subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, p. 1158-61, 2000.

HESSE, S.; WERNER, C.; PAUL, T.; BARDELEBEN, A.; CHALER J. Influence of walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 11, p. 1547-50, 2001.

HIDLER, J. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 23, n. 1, p. 5-13, 2009.

HIGGINSON, J. S.; ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A.; DELP, S. L. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. **J Biomech**, v. 39, p. 1769-1777(2006)

HOLDEN, M. K.; GILL, K. M.; MAGLIOZZI, M. R.; NATHAN, J.; PIEHL-BAKER, L. Clinical gait assessment in the neurologically impaired: Reliability and meaningfulness. **Phys Ther**, v. 64, n. 1, p. 35-40, 1984.

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

HORSTMAN, A.M. et al. Intrinsic muscle strength and voluntary activation of both lower limbs and functional performance after stroke. **Clin Physiol Funct Imaging**, v. 28, p. 251-61, 2008.

HORTOBÁGYI, T. et al. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. **Gait Posture**, v. 29, p. 558-64, 2009.

HORTOBÁGYI, T.; DEVITA, P. Mechanisms responsible for the age-associated increase in coactivation of antagonist muscles. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 34, n. 1, p. 322-29, 2006.

HUITEMA, R.B.; HOF, A. L.; MULDER, T.; BROUWER, W. H.; DEKKER, R.; POSTEMA, K. Functional recovery of gait and joint kinematics after right hemispheric stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, p. 1982-8, 2004.

HUTTON, J. L.; COLVER, A. F.; MACKIE, P. C. Effect of severity of disability on survival in north east England cerebral palsy cohort. **Arch Dis Child**, v. 83, p. 468-74, 2001.

JØRGENSEN, H.S.; NAKAYAMA, H.; RAASCHOU, H. O.; VIVE-LARSEN, J.; STØIER, M.; OLSEN, T. S. Outcome and time course of recovery in stroke. Part II: Time course of recovery. The Copenhagen Stroke Study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 76, n. 5, p. 406-12, 1995.

KAUTZ, S.A.; PATTEN, C. Interlimb influences on paretic leg function in poststroke hemiparesis. **J Neurophysiol**, v. 92, p. 2460-73, 2005.

KAUTZ, S.A.; PATTEN, C.; NEPTUNE, R. R. Does unilateral pedaling activate a rhythmic locomotor pattern in the nonpedaling leg in post-stroke hemiparesis? **J Neurophysiol**, v. 95, p. 3154-63, 2006.

KELSO, J. A. S. Anticipatory dynamic systems, intrinsic pattern dynamics and skill learning. **Human Movement Sci**, v. 10, p.93-111, 1991.

KIM, C. M.; ENG, J. J. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. **Gait Posture**, v. 18, n. 1, p. 23-8, 2003.

KIM, C. M.; ENG, J. J.; MACINTYRE, D. L.; DAWSON, A. S. Effects of isokinetic strength training on walking in persons with stroke: a double-blind controlled pilot study. **J Stroke Cerebrovasc Dis**, v. 10, n. 6, p. 265-73, 2001.

KIM, M. A.; ENG, J. J. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. **Gait Posture**, v. 20, p. 140-6, 2004.

KUO, A. D.; DONELAN, J. M. Dynamic principles of gait and their clinical implications. **Phys Ther**, v. 90, n. 2, p. 157-74, 2010.

LAMONTAGNE, A.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C. L.; DUMAS, F. Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. **Gait Posture**, v. 15, n. 3, p. 244-255, 2002.

LAMONTAGNE, A.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C. L. Locomotor-specific measure of spasticity of plantarflexor muscles after stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, p. 1696-704, 2001.

LAMONTAGNE, A.; RICHARDS, C. L.; MALOUIN, F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, p. 407-15, 2000.

LIEBER, R. L.; STEINMAN, S.; BARASH, I. O.; CHAMBERS, H. Structural and functional changes in spastic skeletal muscle. **Muscle Nerve**, v. 29, p. 615-27, 2004.

LUM, P. S.; PATTEN, C.; KOTHARI, D.; YAP, R. Effects of velocity on maximal torque production in poststroke hemiparesis. **Muscle Nerve**, v. 30, p. 732-42, 2004.

MAHER, C. A.; WILLIAMS, M. T.; OLDS, T. S. The six-minute walk test for children with cerebral palsy. **Int J Rehabil Res**, v. 31, n. 2, p. 185-8, 2008.

MASSANI, K.; POPOVIC, M. R.; NAKAZAWA, K.; KOUZAKI, M.; NOZAKI, D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. **J Neurophysiol**, v. 90, p. 3774-82, 2003.

MATTERN-BAXTER, K. Effects of partial body weight supported treadmill training on children with cerebral palsy. **Pediatr Phys Ther**, v. 21, p. 12-22, 2009.

MESTERMAN, R. Cerebral palsy--long-term medical, functional, educational, and psychosocial outcomes. **J Child Neurol**, v. 25, n. 1, p. 36-42, 2010.

MEYER-HEIM, A. et al. Feasibility of robotic assisted locomotor training in children with central gait impairment. **Dev Med Child Neurol**, v. 49, p. 900-6, 2007.

MEYER-HEIM, A. et al. Improvement of walking abilities after robotic assisted locomotion training in children with cerebral palsy. **Arch Dis Child**, v. 94, p. 615-20, 2009.

MILOT M. H.; NADEAU, S.; GRAVEL, D. Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 17, p. 184-93, 2006.

MINELLI, C.; FEN, L. F.; CAMARA MINELLI, D. P. Stroke incidence, prognosis, 30-day, and 1-year case fatality rates in Matão, Brazil: a population-based prospective study. **Stroke**, v. 38, p. 2906-11, 2007.

MIYAI, I.; SUZUKI, M.; HATAKENAKA, M.; KUBOTA, K. Effect of body weight support on cortical activation during gait in patients with stroke. **Exp Brain Res**, v. 169, n. 1, p. 85-91, 2006.

MIYAI, I.; YAGURA, H.; HATAKENAKA, M.; ODA, I.; KONISHI, I.; KUBOTA K. Longitudinal optical imaging study for locomotor recovery after stroke. **Stroke**, v. 34, p. 2866-70, 2003.

MORRIS, S. L.; DODD, K. J.; MORRIS, M. E. Outcomes of progressive resistance strength training following stroke: a systematic review. **Clin Rehabil**, v. 18, p. 27-39, 2004.

MÜLLER, H.; STERNAD, D. Motor learning: changes in the structure of variability in a redundant task. **Adv Exp Med Biol**, v. 629, p. 439-56, 2009.

MUTLU, A.; KROSSCHELL, K.; SPIRA, D. G. Treadmill training with partial body-weight support in children with cerebral palsy: a systematic review. **Dev Med Child Neurol**, v. 51, p. 268-75, 2009.

NADEAU, S.; GRAVEL, D.; ARSENAULT, A. B.; BOURBONNAIS, D. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. **Clin Biomech**, v. 14, n. 2, p. 125-35, 1999.

NIELSEN, J. B. How we walk: Central Control of Muscle Activity during Human Walking. **Neuroscientist**, v. 9, n. 3, p. 195-204, 2003.

NOSKIN, O. et al. Ipsilateral motor dysfunction from unilateral stroke: implications for the functional neuroanatomy of hemiparesis. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 79, p. 401-6, 2008.

NUDO, R. J.; WISE, B. M.; SIFUENTES, F.; MILLIKEN, G. W. Neural substrates for the effects of rehabilitation training on motor recovery after ischemic infarct. **Science**, v. 272, n. 5269, p. 1791-4, 1996.

ODDING, E.; ROEBROECK, M. E.; STAM, H. J. The epidemiology of cerebral palsy: incidence, impairments and risk factors. **Disabil Rehabil**, v. 28, p. 183-91, 2006.

OLNEY, S. J.; GRIFFIN, M. P.; MCBRIDE, I. D. Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke. **Phys Ther**, v. 78, p. 814-28, 1998.

OLNEY, S. J.; GRITFIN, M. P.; MCBRIDE, I. D. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. **Phys Ther**, v. 74, n. 9, 872-5, 1994.

OLNEY, S. J.; RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. **Gait Posture**, v. 4, p. 136-48, 1996.

QUELLETTE, M. M. et al. High-intensity resistance training improves muscle strength, self-reported function, and disability in long-term stroke survivors. **Stroke**, v. 35, p. 1404-9, 2004.

PALISANO, R.; ROSENBAUM, P.; WALTER, S.; RUSSELL, D.; WOOD, E.; GALUPPI, B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v. 39, p. 214-23, 1997.

PASCUAL-LEONE, A.; AMEDI, A.; FREGNI, F.; MERABET, L. B. The Plastic Human Brain Cortex. **Annu Rev Neurosci**, v. 28, p. 377-401, 2005.

PATE, R. R. et al. Physical activity and public health: a recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. **JAMA**, v. 273, p. 402-7, 1995.

PATTEN, C.; LEXELL, J.; BROWN, H. E. Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: rationale, method, and efficacy. **J Rehabil Res Dev**, v. 41, n. 3A, p. 293-312, 2004.

PERRY, Jacquelin. 1. ed. Vol. 1, **Análise de marcha: Marcha normal**. Barueri: Manole, 2004. 200 p.

PEURALA, S.H. et al. Postural instability in patients with chronic stroke. **Restor Neurol Neurosci**, v. 25, n. 2, p. 101-8, 2007.

POHL, M.; MEHRHOLZ, J.; RITSCHER, C.; RÜCKRIEM, S. Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients: a randomized controlled trial. **Stroke**, v. 33, n. 2, p. 553-8, 2002.

RIENER, R.; LÜNENBURGER, L.; COLOMBO, G. Human-centered robotics applied to gait training and assessment. **J Rehabil R D**, v. 43, n. 5, p. 679-94, 2006.

ROSE, Jessica; GAMBLE, James G. **Marcha Humana**. 2. ed.; São Paulo; Premier, 1998.

ROSSIGNOL, S.; DUBUC, R.; GOSSARD, J-P. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. **Physiol Rev**, v. 86, p. 89-154, 2006.

RUSSELL, D. J.; AVERY, L. M.; ROSENBAUM, P. L. et al. Improved scaling of the Gross Motor Function Measure for children with cerebral palsy: evidence of reliability and validity. **Phys Ther**, v. 80, p. 873-85, 2000.

SAFFER, M.; KIEMEL, T.; JEKA, J. Coherence analysis of muscle activity during quiet stance. **Exp Brain Res**, v. 185, n. 2, p. 215-26, 2008.

SCHIMITZ, A. et al. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 19, p. 1085-91, 2009.

SCHWARTZ, James H.; KANDEL, Eric R.; JESSELL, Thomas M. **Princípios da Neurociência**. 4. ed. Barueri, SP: Manole, 2003. 1412 p.

SHARP, S. A.; BROUWER, B. J. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 78, p. 1231-6, 1997.

SHEA, C. H.; KOHL, R. M. Composition of practice: Influence on the retention of motor skills. **Res Q Exerc Sport**, v. 62, p. 187-95, 1991.

SHEPHERD, R. B. Exercise and training to optimize functional motor performance in stroke: driving neural reorganization? **Neural Plast**, v. 8, n. 1-2, p. 121-9, 2001.

STOQUART, G. G. et al. Efficiency of work production by spastic muscles. **Gait Posture**, v. 22, p. 331-7, 2005.

STRANGER, M.; ORESIC, S. Rehabilitation approaches for children with cerebral palsy: overview. **J Child Neurol**, v. 18, p. S79-88, 2003.

SULLIVAN, K. J. et al. Physical Therapy Clinical Research Network (PTClinRes- Net). Effects of task-specific locomotor and strength training in adults who were ambulatory after stroke: results of the STEPS randomized clinical trial. **Phys Ther**, v. 87, p. 1580-1602, 2007.

SULLIVAN, K. J.; KNOWLTON, B. J.; DOBKIN, B. H. Step training with body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 80, p. 421-7, 1999.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; NADEAU, S.; MCBRIDE, I.; OLNEY, S. J. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. **J Rehab Med**, v. 33, p. 53-60, 2001.

THRELKELD, A.; COOPER, L. D.; MONGER, B. P.; CRAVEN, A. N.; HAUPT, H. G. Temporospacial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. **Gait Posture**, v. 17, p. 235-45, 2003.

URNS, L.J.; NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, S.A. Relationships between muscle activity and anteroposterior ground reaction forces in hemiparetic walking. **Arch Phys Med Rehab**, v. 88, n. 9, p. 1127-35, 2007.

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, n. 6, p. 1122-8, 1998.

WEATHERALL, M. Community ambulation after stroke: how important and obtainable is it and what measures appear predictive? **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, p. 234-39, 2004.

WILLOUGHBY, K. L.; DODD, K. J.; SHIELDS, N. A systematic review of the effectiveness of treadmill training for children with cerebral palsy. **Disabil Rehabil**, v. 31, n. 24, p. 1971-9, 2009.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. **J Neurophysiol**, v. 80, p. 1211-21, 1998.

WINTER, David A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2. ed. Ontario: University of Waterloo Press, 1991.

WIRTH, B.; VAN HEDEL, H. J. A.; CURT, A. Ankle dexterity remains intact in patients with incomplete spinal cord injury in contrast to stroke patients. **Exp Brain Res**, v. 191, p. 353-61, 2008.

WITTENBERG, G. W. Neural plasticity and treatment across the lifespan for motor deficits in cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v. 51, suppl. 4, p. 130-3, 2009.

WOLFE, C. D. S. The impact of stroke. **Br Med Bull**, v. 56, p. 275-86, 2000.

WONG, A. M.; PEI, Y-C.; HONG, W-H.; CHUNG, C-Y.; LAU, Y-C.; CHEN, C. P. Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: an implication for neurologic status determination. **Arch Phys Med Rehab**, v. 85, p. 1625-30, 2004.

WOOLLACOTT, Marjorie H.; SHUMWAY-COOK, Anne. **Controle Motor - Teoria e Aplicações Práticas**. 2. ed. Barueri, SP: Manole, 2002. 610 p.

YANG, Y. R.; WANG, R. Y.; LIN, K. H.; CHU, M. Y.; CHAN, R. C. Task-oriented progressive resistance strength training improves muscle strength and functional performance in individuals with stroke. **Clin Rehabil**, v. 20, n. 10, p. 860-70, 2006.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Universidade Federal de São Carlos
Departamento de Fisioterapia
Laboratório de Neurociências

São Carlos, _____ de _____ de 20____.

Vimos por meio desta convidá-lo(a) a participar como voluntário do estudo intitulado “EFEITOS DO FORTALECIMENTO DA MUSCULATURA DO TORNOZELO ASSOCIADO AO TREINO FUNCIONAL SOBRE O CONTROLE MOTOR EM INDIVÍDUOS HEMIPLÉGICOS”, proposto pela Profa. Dra. Rosana Mattioli e Fernanda Romaguera Pereira dos Santos, a ser realizado na Unidade Saúde Escola da Universidade Federal de São Carlos.

Este trabalho tem como principal objetivo investigar os efeitos da associação do treinamento funcional da marcha ao treinamento de força para a musculatura do tornozelo sobre o controle motor em indivíduos hemiplégicos.

Inicialmente, será realizada a uma avaliação fisioterapêutica. Após a avaliação, será realizado um tratamento com duração total de seis semanas, que consistirá de treino de marcha em esteira com suspensão de peso corporal ou treino de marcha intercalado ao fortalecimento da musculatura do tornozelo com bandas elásticas. O tratamento constará de três sessões semanais de treinamento com duração aproximada de 45 minutos cada, aplicadas durante seis semanas, e ao final será realizada uma nova avaliação.

Os dados obtidos durante este trabalho serão mantidos em sigilo e não poderão ser consultados por outras pessoas sem sua autorização por escrito. Estes dados poderão ser utilizados para fins científicos, resguardando, no entanto, a sua privacidade.

Vale ressaltar que o senhor(a) poderá interromper o tratamento quando julgar necessário, sem que essa atitude acarrete nenhum prejuízo em sua relação com os pesquisadores ou com esta instituição, e que a participação neste estudo não acarretará aos voluntários quaisquer despesas. Informo ainda que todos os procedimentos de avaliação e tratamento serão conduzidos por um profissional experiente, de forma a garantir sua integridade física e moral.

Profa. Dra. Rosana Mattioli
Professora Titular do Departamento de Fisioterapia

Fernanda Romaguera P. Santos
Aluna do Programa de Pós-Graduação em
Fisioterapia
Rua Sete de Setembro, 1320 ap. 103
Centro – São Carlos – SP
Telefone: (16) 3351-8628
Celular: (16) 9158-8871

CONSENTIMENTO FORMAL PARA A PARTICIPAÇÃO EM PROJETO DE PESQUISA

Eu, _____,
RG _____, residente à _____
_____, bairro _____, na
cidade de _____, estado _____, concordo em participar como
voluntário do projeto de pesquisa supracitado.

Declaro que li e entendi todas as informações contidas neste documento.

Assinatura do voluntário

APÊNDICE B – Comprovante de submissão do manuscrito referente ao Estudo 1



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



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

You are logged in as **Fernanda Romaguera**

Submission Confirmation

Thank you for submitting your manuscript to *Journal of Motor Behavior*.

<p>Manuscript ID: 35-10-028-RA</p> <p>Title: Chronic Hemiparetic Subjects Increase Muscle Coactivation in the Nonparetic Ankle for Standing Balance Control</p> <p>Authors: Romaguera, Fernanda de Sena, Lillian Avila, Mariana de Oliveira, Ana Beatriz Mattioli, Rosana</p> <p>Date Submitted: 08-Apr-2010</p>	<p> Print  Return to Dashboard</p>
--	---

APÊNDICE C – Comprovante de submissão do manuscrito referente ao Estudo 2

Imprimir

Página 1 de 1

De: Leonor A. S. Aizza (leonor@rbf-bjpt.org.br)
Para: feromaguera@yahoo.com.br;
Data: Segunda-feira, 19 de Abril de 2010 8:40:25
Cc:
Assunto: [RBFIS] Agradecimento pela Submissão

Fernanda Romaguera Pereira dos Santos,

Agradecemos a submissão do seu manuscrito "Treino funcional associado a exercícios resistidos para o tornozelo melhora a força de propulsão da marcha no lado parético em hemiparéticos crônicos" para Revista Brasileira de Fisioterapia/Brazilian Journal of Physical Therapy. Através da interface de administração do sistema, utilizado para a submissão, será possível acompanhar o progresso do documento dentro do processo editorial, bastando logar no sistema localizado em:

URL do Manuscrito:

<http://submission.scielo.br/index.php/rbfis/author/submission/30263>

Login: fernandarps

Em caso de dúvidas, envie suas questões para este email. Agradecemos mais uma vez considerar nossa revista como meio de transmitir ao público seu trabalho.

Leonor A. S. Aizza
Revista Brasileira de Fisioterapia/Brazilian Journal of Physical Therapy

Revista Brasileira de Fisioterapia/
Brazilian Journal of Physical Therapy
<http://submission.scielo.br/index.php/rbfis>

APÊNDICE D – Resumo apresentado no Encontro Anual da Sociedade Europeia de Análise do Movimento para Adultos e Crianças - ESMAC (referente ao Estudo 3)

Abstracts / Gait & Posture 305 (2009) S1–S153

S9

References

- [1] Brochard, et al. *Pediatr Neurol* 2009; 40:265–70.
- [2] Novacheck, et al. *J Pediatr Orthop* 2000; 20:75–9.
- [3] Schutte, et al. *Gait Posture* 2000; 11:25–31.

doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.08.015

012

Is simultaneous hamstring lengthening necessary when performing distal femoral extension osteotomy and patella tendon advancement?

Michael Healy^{1,2,*}, Michael Schwartz^{1,2}, Jean Stout^{1,2}, James Gage^{1,2}, Tom Novacheck^{1,2}

¹ Gillette Children's Specialty Healthcare, St. Paul, MN, United States

² University of Minnesota, Minneapolis, MN, United States

Summary

The results of a retrospective, non-randomized, repeated measures study of corrective surgery for individuals with cerebral palsy, knee flexion contractures and crouch gait are presented. Distal femoral extension osteotomy with patellar tendon advancement (DFEO/PTA), without concomitant hamstring surgery, produced 94% good or neutral results for length correction and 80% good or neutral results for velocity correction of the hamstrings.

Conclusions

Because crouch improved without posterior pelvic tilting, and because both hamstring length and velocity increased substantially, concomitant hamstring surgery is rarely needed when performing DFEO/PTA.

Introduction

Recently published data shows that DFEO/PTA is effective to correct crouch gait in the presence of a knee flexion contracture and quadriceps insufficiency [1]. Short hamstrings length and slow velocity are indications for hamstrings surgery [2]. We hypothesized that hamstrings surgery is not necessary when DFEO/PTA are performed.

Patient materials and methods

Fifty-one limbs in 32 individuals with CP who underwent DFEO/PTA without concomitant hamstring surgery were included. Pre and post-operative peak medial hamstring length and velocity z-scores were calculated using a musculoskeletal model [3]. To form the control group, the same model was applied to 83 typically developing children previously analyzed in our laboratory. A subset with pre-operative values above or below 2 S.D. from the control mean emerged and were called long or short, respectively. Members of this subset would often be considered for hamstrings surgery. Categorical length outcomes were derived as follows (Table 1), with analogous categories for velocity.

Table 1

Categorical descriptions of outcome for hamstring muscles of different length.

Pre-operative	Post-operative	Category
Any	Normal	Good
Short	Longer, but still short	Neutral
Long	Shorter, but still long	Neutral
Short	Shorter	Poor
Long	Longer	Poor
Normal	Longer than normal	Poor
Normal	Shorter than normal	Poor

Results

The mean peak hamstring length z-score improved pre- to post-operatively from -2.2 to -0.76 ($p < 0.001$). The mean peak velocity z-score improved from -3.1 to -1.5 ($p < 0.001$). Pre-operatively, 29 of the 51 hamstrings were short, 37 were slow (26 both short and slow). Post-operatively, 45 hamstrings were longer, 38 were faster, (35 longer and faster), resulting in 10 hamstrings that were short, and 24 that were slow (10 short and slow). For hamstrings length there were 39 good outcomes, 9 neutral outcomes, and 3 poor outcomes. For velocity there were 22 good outcomes, 19 neutral outcomes, and 10 poor outcomes.

Discussion

An important limitation of this study is the use of an undeformed musculoskeletal model to estimate the hamstring length. The effect of changes in femoral geometry on hamstring length is unknown, and possibly of a magnitude similar to the length changes observed in this study. Hamstring velocity would not be significantly affected by these geometric changes. Despite these limitations, the indications for hamstrings surgery, performed concomitantly with DFEO/PTA are significantly narrowed as a result of this study.

References

- [1] Stout, et al. *J Bone Joint Surg Am* 2008; 90:240–84.
- [2] Arnold, et al. *Gait Posture* 2006; 23:273–81.
- [3] Schutte, et al. *J Orthop Res* 1997; 15:615–21.

doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.08.016

013

Enhancement and retention of locomotor function in children with cerebral palsy after robotic gait training

Benjamin Patrino^{1,*}, Fernanda Romaguera¹, Lynn Deming¹, Anat Mirelman¹, Marlena Pelliccio¹, Donna Nimec¹, Paolo Bonato²

¹ Harvard Medical School, Boston, United States

² Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology, Cambridge, United States

Summary

This study evaluated the effect of 6 weeks of robotic-assisted gait training in diplegic children. Comparison of pre- and post-training evaluations revealed significant improvements in clinical measures of locomotor function and gait mechanics, which showed retention at 3-month follow-up.

Conclusions

The present study supports recent findings that robotic-assisted gait training can lead to enhanced locomotor function in children with cerebral palsy (CP).

Introduction

The gait of children with CP is characterized by slow speed and disturbed motor control leading to decreased walking proficiency. Previous studies have demonstrated that intensive bodyweight-supported treadmill gait training leads to beneficial effects on motor recovery and gait in this population [1,2]. Recent evidence indicates that robotic-assisted gait training is also feasible in children with CP [3]. The aim of this study was to evaluate whether gait training using a robotic driven gait orthosis (DGO) (Pediatric Lokomat) improves locomotor function and gait mechanics in diplegic children.

Patients/materials and methods

Twenty children (12 males, 5–13 years) with a diagnosis of spastic diplegia due to CP participated in a 6-week intervention

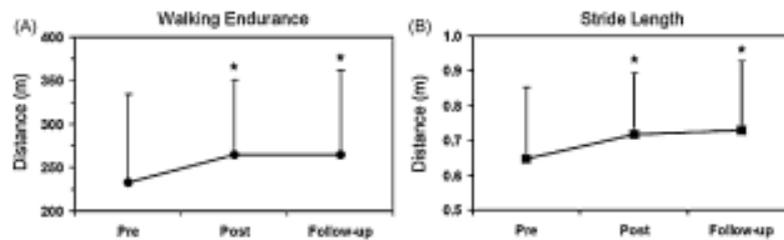


Fig. 1. Mean (\pm S.D.): (A) walking endurance and (B) stride length pre- and post-training and follow-up ($p < 0.05$).

of robotic-assisted walking involving three 30-min sessions per week. During each session subjects were encouraged to walk continuously and as actively as possible. As training progressed, the assistance provided by the DGO, the amount of bodyweight support and treadmill speed was adjusted for each subject. Pre- and post-training and 3-month follow-up evaluations were performed including clinical tests of standing and walking function, walking speed, and walking endurance. Clinical gait analysis was also performed using a motion capture system (Vicon 512). Mean data of the 20 subjects were pooled and pre- and post-training comparisons were made using repeated measures ANOVA.

Results

Post-training evaluations revealed improvements in standing (27% increase, $p = 0.006$) and walking function (18% increase, $p = 0.002$). Increases in walking speed and walking endurance (Fig. 1A) were also observed outcomes of training. Enhanced locomotor function was associated with better gait mechanics including a 11% increase in stride length ($p < 0.001$, Fig. 1B) and a 25% decrease in double support time ($p < 0.01$). The group demonstrated greater range of motion of sagittal plane hip, knee and ankle kinematics following training. Post-training improvements showed retention at 3-month follow-up (Fig. 1A and B).

Discussion

The results of this study support recent findings for the same robotic training modality [3]. Overall the changes in sagittal plane joint kinematics indicate the children were able to walk with a less crouched gait pattern following training leading to more efficient and faster walking. One of the benefits accrued from the training may be a greater motivation to walk, facilitating the retention of the observed outcomes.

References

- [1] Chering R, et al. *Am J Phys Med Rehabil* 2007; 86(7):548–55.
- [2] Dodd RJ, Foley S. *Dev Med Child Neurol* 2007; 49(2):101–5.
- [3] Meyer-Helm A, et al. *Dev Med Child Neurol* 2007; 49(12):900–6.

doi:10.1016/j.gaitpost.2009.08.017

O14

The effect of different physiotherapy interventions in post-BTX-A treatment of children with cerebral palsy

Inge Franki^{1,4}, Chris Van den Broeck¹, Jos De Cat², Guy Molenaers², Eveline Himpen¹, Hilde Van Waelvelde¹, Katrien Fagard², Kaat Desloovere^{2,4}

¹ Rehabilitation Sciences and Physiotherapy, Artevelde University College, University Ghent, Ghent, Belgium

² Clinical Motion Analysis Laboratory, University Hospital Pellenberg, Leuven, Belgium

³ Department of Musculoskeletal Sciences, KU Leuven, Leuven, Belgium

⁴ Department of Rehabilitation Sciences, KU Leuven, Leuven, Belgium

Summary

The results of a single-blind controlled study aiming to distinguish the effects of different physiotherapeutic programs in a post-BTX-A regime of 76 children with Cerebral Palsy (CP) are presented. Treatment effects defined by Goal Attainment Scaling (GAS) were significantly higher in the group of children following Neurodevelopment Treatment (NDT) compared to the group of children following more conventional physiotherapy.

Conclusions

This study shows an obvious trend demonstrating that a NDT approach is more effective than conventional physiotherapy techniques in the post-BTX-A treatment of CP children.

Introduction

In children with CP, increased muscle tone often complicates the optimal setup of a physiotherapy program and may be one of the causes of a lack of response. The post-BTX-A situation can be seen as an optimal condition to evaluate differences between different physiotherapy approaches, as the reduced tone facilitates exercises for motor learning. Studies investigating the combined effect of a BTX-A treatment program with an intensive physiotherapy program show no consensus on which specific exercises and techniques indicated to optimize the effect of tone-reduction [1].

Patients, materials and methods

A group of 38 children ($\bar{x} = 7y7m$, GMFCS I-III, 27 diplegia, 11 hemiplegia) receiving an individually defined Neurodevelopment Treatment (NDT) program, was compared with a group of 38 children with the same age, GMFCS and diagnosis, receiving more conventional physiotherapy. All patients received selective tone-reduction by means of multilevel BTX-A injections and adequate follow-up treatment, including physiotherapy [2]. Three-dimensional gait analyses and clinical examination was performed pre- and 2 months post-injection. Treatment success was defined using the Goal Attainment Scale (GAS) [3]. To give general descriptive information on both therapy approaches, an explorative questionnaire regarding physiotherapy contents and methods was used.

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar



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

CAAE 0117.0.135.000-06

Título do Projeto: .Efeitos do fortalecimento da musculatura do tornozelo e do treino funcional sobre controle motor em indivíduos hemiplégicos

Classificação: Grupo III

Pesquisadores (as): Fernanda Romaquera Pereira dos Santos, Profa. Dra. Rosana Mattioli (orientadora)

Parecer Nº 203/2006

1. Normas a serem seguidas

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

3. Conclusão:

Projeto aprovado

São Carlos, 21 de agosto de 2006.

p/ Márcia Isabel R. Bette
 Profa. Dra. Márcia Niituma Ogata
 Coordenadora do CEP/UFSCar

ANEXO B – Functional Ambulation Category (FAC)

0	Deambulação não funcional (incapaz de andar)	O paciente não pode deambular ou só o faz nas barras paralelas ou com supervisão ou assistência física de mais de uma pessoa.
1	Deambulação dependente de auxílio físico nível II	Há necessidade de contato manual de não mais que uma pessoa para não cair durante deambulação em superfícies planas. O contato manual contínuo é necessário para o suporte de peso e manutenção do equilíbrio e/ou auxiliar a coordenação.
2	Deambulação dependente de auxílio físico nível I	O paciente requer contato manual (contínuo ou intermitente) de não mais que uma pessoa para auxiliar no equilíbrio ou coordenação e não cair durante deambulação em superfícies planas.
3	Deambulação dependente de supervisão	O paciente pode deambular em superfícies planas sem contato manual de qualquer pessoa, mas requer supervisão atenta de não mais que uma pessoa.
4	Deambulação independente (apenas em superfícies planas)	O paciente pode deambular independentemente em superfícies planas, mas requer supervisão ou assistência física em degraus, rampas e superfícies não planas.
5	Deambulação independente	O paciente pode deambular independentemente em superfícies planas ou não, incluindo degraus e rampas.

ANEXO C – Escala de Ashworth modificada

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

ANEXO D –Rivermead Mobility Index

Pontuação: sim = 1
 não = 0

Tópico	Pontuação
Questão	
Virar-se na cama	
Estando deitado de costas na cama, você se vira para o lado sem ajuda?	
Deitado para sentado	
Estando deitado na cama, você se levanta e fica sentado na beira da cama sozinho?	
Equilíbrio sentado	
Você fica sentado na beira da cama sem se segurar por 10 segundos?	
Sentado para em pé	
Você se levanta de qualquer cadeira em menos de 15 segundos usando as mãos e/ou algum apoio, se necessário?	
Postura estática em pé	
Observe o paciente na posição em pé sem se mover por 10 segundos sem apoio.	
Transferência	
Você é capaz de se deslocar da cama para uma cadeira e voltar para a cama sem ajuda?	
Caminhar em ambiente fechado (com apoio, se necessário)	
Você anda por 10 metros, com apoio se necessário, mas sem ajuda para se manter em pé?	
Escadas	
Você consegue subir e descer um lance de escadas sem ajuda?	
Caminhar ao ar livre (superfície plana)	
Você anda ao ar livre, em pavimentos, sem ajuda?	
Caminhar em ambiente fechado sem apoio	
Você anda por 10 metros, sem bengala, muleta, tala ou outro apoio (incluindo mobília e paredes), sem ajuda?	
Levantar-se do chão	
Você consegue andar por 5 metros, pegar alguma coisa no chão, e voltar a andar sem ajuda?	
Caminhar ao ar livre (superfície irregular)	
Você anda em superfícies irregulares (grama, cascalho, etc.) sem ajuda?	
Banhar-se	
Você consegue entrar/sair do banho e lavar-se sem supervisão ou ajuda?	
Subir e descer 4 degraus	
Você consegue subir e descer 4 degraus sem corrimão, mas usando apoio se necessário?	
Correr	
Você corre por 10 metros sem mancar em 4 segundos (andar rápido sem mancar é aceitável)?	
TOTAL	

ANEXO E – Gross Motor Function Classification System for Cerebral Palsy (GMFCS)

Entre o quarto e o sexto aniversário

Nível I: As crianças sentam-se na cadeira, mantêm-se sentadas e levantam-se sem a necessidade de apoio das mãos. As crianças saem do chão e da cadeira para a posição em pé sem a necessidade de objetos de apoio. As crianças andam nos espaços internos e externos e sobem escadas. Iniciam habilidades de correr e pular.

Nível II: As crianças sentam-se na cadeira com ambas as mãos livres para manipular objetos. As crianças saem do chão e da cadeira para a posição em pé, mas frequentemente necessitam de superfície estável para empurrar-se e impulsionar-se para cima com os membros superiores. As crianças andam nos espaços internos e externos, sem a necessidade de aparelhos auxiliares de locomoção, por uma distância curta numa superfície plana. As crianças sobem escadas segurando-se no corrimão, mas são incapazes de correr ou pular.

Nível III: As crianças sentam-se em cadeira comum, mas podem necessitar de apoio pélvico e de tronco para maximizar a função manual. As crianças sentam-se e levantam-se da cadeira usando uma superfície estável para empurrar-se e impulsionar-se para cima com os membros superiores. As crianças andam usando aparelhos auxiliares de locomoção em superfícies planas e sobem escadas com a assistência de um adulto. As crianças frequentemente são transportadas quando percorrem longas distâncias e quando em espaços externos em terrenos irregulares.

Nível IV: As crianças sentam em uma cadeira, mas precisam de um assento adaptado para controle de tronco e para maximizar a função manual. As crianças sentam-se e levantam-se da cadeira com a ajuda de um adulto ou de uma superfície estável para empurrar-se ou impulsionar-se com os membros superiores. As crianças podem, na melhor das hipóteses, andar por curtas distâncias com o andador e com supervisão do adulto, mas têm dificuldades em virar e manter o equilíbrio em superfícies irregulares. As crianças são transportadas na comunidade. As crianças podem alcançar autolocomoção usando cadeira de rodas motorizada.

Nível V: As deficiências físicas restringem o controle voluntário de movimento e a capacidade em manter posturas antigravitacionais de cabeça e tronco. Todas as áreas da função motora estão limitadas. As limitações funcionais no sentar e ficar em pé não são completamente compensadas por meio do uso de adaptações e tecnologia assistiva. Neste nível, as crianças não mostram sinais de locomoção independente e são transportadas. Algumas crianças alcançam autolocomoção usando cadeira de rodas motorizada com extensas adaptações.

Entre o sexto e o décimo segundo aniversário

Nível I: As crianças andam nos espaços internos e externos e sobem escadas sem limitações. As crianças realizam habilidades motoras grossas, incluindo correr e pular, mas a velocidade, o equilíbrio e a coordenação são reduzidos.

Nível II: As crianças andam nos espaços internos e externos e sobem escadas segurando-se no corrimão, mas apresentam limitações ao andar em superfícies irregulares e inclinadas e em espaços lotados ou restritos. As crianças, na melhor das hipóteses, apresentam capacidade mínima para realizar habilidades motoras grossas como correr e pular.

Nível III: As crianças andam em espaços internos e externos sobre superfícies regulares usando aparelhos auxiliares de locomoção. As crianças podem subir escadas segurando-se em corrimões. Dependendo da função dos membros superiores, as crianças manejam uma cadeira de rodas manualmente. Podem ainda ser transportadas quando percorrem longas distâncias e quando em espaços externos com terrenos irregulares.

Nível IV: As crianças podem manter os níveis funcionais alcançados antes dos seis anos de idade ou depender de cadeira de rodas em casa, na escola e na comunidade. As crianças podem alcançar autolocomoção usando cadeira de rodas motorizada.

Nível V: As deficiências físicas restringem o controle voluntário de movimento e a capacidade para manter posturas antigravitacionais de cabeça e tronco. Todas as áreas de função motora estão limitadas. As limitações funcionais no sentar e ficar em pé não são completamente compensadas por meio do uso de adaptações e tecnologia assistiva. Neste nível, as crianças não mostram sinais de locomoção independente e são transportadas. Algumas crianças alcançam a autolocomoção usando cadeira de rodas motorizada com extensas adaptações.

Distinções entre os níveis

Níveis I e II

Comparadas com as crianças do Nível I, as crianças do Nível II mostram as seguintes características: (1) limitações ao realizar transições de movimento ao andar em espaços externos e na comunidade; (2) a necessidade por aparelhos auxiliares de locomoção quando iniciam o andar; (3) baixa qualidade de movimento; e (4) pouca capacidade de realizar habilidades motoras grossas assim como correr e pular.

Níveis II e III

As diferenças são vistas no grau de realização da locomoção funcional. As crianças do Nível III necessitam de aparelhos auxiliares de locomoção e freqüentemente de órteses para andar, enquanto as crianças do Nível II não necessitam de aparelhos auxiliares de locomoção depois dos quatro anos de idade.

Níveis III e IV

Há diferenças nas capacidades de sentar e de locomoção, muitas vezes sendo necessário o uso extensivo de tecnologia assistiva. As crianças do nível III sentam-se sozinhas, têm locomoção independente no chão e andam usando aparelhos auxiliares de locomoção. As crianças do Nível IV sentam-se de forma funcional (geralmente apoiadas), mas a locomoção independente é muito limitada. As crianças do Nível IV geralmente são transportadas ou usam locomoção motorizada.

Níveis IV e V

As crianças do Nível V não têm independência nem mesmo no controle de posturas antigravitacionais básicas. A autolocomoção é alcançada somente se a criança puder aprender como operar uma cadeira de rodas motorizada.

ANEXO F – Gross Motor Function Measure (GMFM)

GROSS MOTOR FUNCTION MEASURE (GMFM) SCORE SHEET (GMFM-88 and GMFM-66 scoring)

Version 1.0

Child's Name: _____ ID #: _____

Assessment date: _____ GMFCS Level ¹

Date of birth: _____ year / month / day I II III IV V

Chronological age: _____ year / month / day

_____ years/months Testing Conditions (eg, room, clothing, time, others present)

Evaluator's Name: _____

The GMFM is a standardized observational instrument designed and validated to measure change in gross motor function over time in children with cerebral palsy. The scoring key is meant to be a general guideline. However, most of the items have specific descriptors for each score. It is imperative that the guidelines contained in the manual be used for scoring each item.

SCORING KEY 0 = does not initiate
1 = initiates
2 = partially completes
3 = completes
NT = Not tested [used for the GMAE scoring*]

It is now important to differentiate a true score of "0" (child does not initiate) from an item which is Not Tested (NT) if you are interested in using the GMFM-66 Ability Estimator Software.

The GMFM-66 Gross Motor Ability Estimator (GMAE) software is available with the GMFM manual (2002). The advantage of the software is the conversion of the ordinal scale into an interval scale. This will allow for a more accurate estimate of the child's ability and provide a measure that is equally responsive to change across the spectrum of ability levels. Items that are used in the calculation of the GMFM-66 score are shaded and identified with an asterisk (). The GMFM-66 is only valid for use with children who have cerebral palsy.

Contact for Research Group:

Dianne Russell, *CanChild* Centre for Childhood Disability Research, McMaster University, Institute for Applied Health Sciences, McMaster University, 1400 Main St. W., Rm. 408, Hamilton, L8S 1C7

Tel: North America - 1 905 525-9140 Ext: 27850

Tel: All other countries - 001 905 525-9140 Ext: 27850

E-mail: canchild@mcmaster.ca Fax: 1 905 522-6095

Website: www.fhs.mcmaster.ca/canchild

¹ GMFCS level is a rating of severity of motor function. Definitions are found in Appendix I of the GMFM manual (2002).

Item	D: STANDING	SCORE				NT				
* 52.	ON THE FLOOR: PULLS TO STD AT LARGE BENCH	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	52.
* 53.	STD: MAINTAINS, ARMS FREE, 3 SECONDS.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	53.
* 54.	STD: HOLDING ON TO LARGE BENCH WITH ONE HAND, LIFTS R FOOT, 3 SECONDS.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	54.
* 55.	STD: HOLDING ON TO LARGE BENCH WITH ONE HAND, LIFTS L FOOT, 3 SECONDS.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	55.
* 56.	STD: MAINTAINS, ARMS FREE, 20 SECONDS.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	56.
* 57.	STD: LIFTS L FOOT, ARMS FREE, 10 SECONDS.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	57.
* 58.	STD: LIFTS R FOOT, ARMS FREE, 10 SECONDS.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	58.
* 59.	SIT ON SMALL BENCH: ATTAINS STD WITHOUT USING ARMS	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	59.
* 60.	HIGH KN: ATTAINS STD THROUGH HALF KN ON R KNEE, WITHOUT USING ARMS	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	60.
* 61.	HIGH KN: ATTAINS STD THROUGH HALF KN ON L KNEE, WITHOUT USING ARMS	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	61.
* 62.	STD: LOWERS TO SIT ON FLOOR WITH CONTROL, ARMS FREE	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	62.
* 63.	STD: ATTAINS SQUAT, ARMS FREE	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	63.
* 64.	STD: PICKS UP OBJECT FROM FLOOR, ARMS FREE, RETURNS TO STAND	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	64.

TOTAL DIMENSION D

Item	E: WALKING, RUNNING & JUMPING	SCORE				NT				
* 65.	STD, 2 HANDS ON LARGE BENCH: CRUISES 5 STEPS TO R.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	65.
* 66.	STD, 2 HANDS ON LARGE BENCH: CRUISES 5 STEPS TO L	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	66.
* 67.	STD, 2 HANDS HELD: WALKS FORWARD 10 STEPS.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	67.
* 68.	STD, 1 HAND HELD: WALKS FORWARD 10 STEPS	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	68.
* 69.	STD: WALKS FORWARD 10 STEPS.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	69.
* 70.	STD: WALKS FORWARD 10 STEPS, STOPS, TURNS 180°, RETURNS.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	70.
* 71.	STD: WALKS BACKWARD 10 STEPS	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	71.
* 72.	STD: WALKS FORWARD 10 STEPS, CARRYING A LARGE OBJECT WITH 2 HANDS	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	72.
* 73.	STD: WALKS FORWARD 10 CONSECUTIVE STEPS BETWEEN PARALLEL LINES 20cm (8") APART	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	73.
* 74.	STD: WALKS FORWARD 10 CONSECUTIVE STEPS ON A STRAIGHT LINE 2cm (3/4") WIDE.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	74.
* 75.	STD: STEPS OVER STICK AT KNEE LEVEL, R FOOT LEADING.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	75.
* 76.	STD: STEPS OVER STICK AT KNEE LEVEL, L FOOT LEADING.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	76.
* 77.	STD: RUNS 4.5m (15'), STOPS & RETURNS	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	77.
* 78.	STD: KICKS BALL WITH R FOOT	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	78.
* 79.	STD: KICKS BALL WITH L FOOT	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	79.
* 80.	STD: JUMPS 30cm (12") HIGH, BOTH FEET SIMULTANEOUSLY.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	80.
* 81.	STD: JUMPS FORWARD 30 cm (12"), BOTH FEET SIMULTANEOUSLY	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	81.
* 82.	STD ON R FOOT: HOPS ON R FOOT 10 TIMES WITHIN A 60cm (24") CIRCLE	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	82.
* 83.	STD ON L FOOT: HOPS ON L FOOT 10 TIMES WITHIN A 60cm (24") CIRCLE	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	83.
* 84.	STD, HOLDING 1 RAIL: WALKS UP 4 STEPS, HOLDING 1 RAIL, ALTERNATING FEET.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	84.
* 85.	STD, HOLDING 1 RAIL: WALKS DOWN 4 STEPS, HOLDING 1 RAIL, ALTERNATING FEET	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	85.
* 86.	STD: WALKS UP 4 STEPS, ALTERNATING FEET	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	86.
* 87.	STD: WALKS DOWN 4 STEPS, ALTERNATING FEET.....	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	87.
* 88.	STD ON 15cm (6") STEP: JUMPS OFF, BOTH FEET SIMULTANEOUSLY	0	<input type="checkbox"/>	1	<input type="checkbox"/>	2	<input type="checkbox"/>	3	<input type="checkbox"/>	88.

TOTAL DIMENSION E

ANEXO G – Declaração de defesa de tese



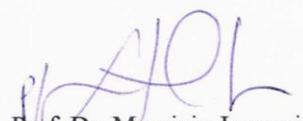
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA
Área de Concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia
Via Washington Luís, Km 235 - C.P.676 - CEP. 13.565-905 - SÃO CARLOS - SP - BRASIL
TEL: (016) 3351-8448-FAX. (016) 3361-2081
E.mail: ppg-cr@power.ufscar.br

DECLARAÇÃO

Declaramos para os devidos fins que, Fernanda Romaguera Pereira dos Santos, tendo cumprido todos os requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Fisioterapia, de acordo com o artigo 28 do Regimento Interno do PPGFt/UFSCar, concluiu e realizou defesa pública em 10/05/2010, sob o título: “Análise de duas propostas para a reabilitação da marcha em indivíduos portadores de seqüelas neurológicas crônicas”. A candidata foi considerada aprovada com conceito “A”.

Ressaltamos que a homologação da defesa pública da candidata junto ao Conselho de Pós-Graduação encontra-se em tramite.

São Carlos, 10 de maio de 2010


Prof. Dr. Mauricio Jamami
Coordenador do PPG-Ft