

Efeitos da adição de carga na marcha de crianças com paralisia cerebral: relato de três casos

Effects of adding load to the gait of children with cerebral palsy: a three-case report

Efectos de la adición de carga sobre la marcha de niños con parálisis cerebral: relato de tres casos

Camila Rocha Simão¹, Élide Rayanne Viana Pinheiro Galvão², Débora Oliveira da Silveira Fonseca³, Dayse Aleixo Bezerra³, Amanda Capistrano de Andrade³, Ana Raquel Rodrigues Lindquist^{1,2}

RESUMO | O objetivo deste estudo foi analisar os efeitos imediatos do treino locomotor na esteira com diferentes cargas, sobre os parâmetros cinemáticos da marcha de crianças com Paralisia Cerebral Hemiparética Espástica (PCHE), e investigar qual carga promove repostas motoras mais adequadas para favorecer a propulsão do Membro Inferior Parético (MIP). Participaram deste relato de caso 3 crianças de ambos os sexos, com idades de 8-12 anos. As crianças realizaram treino na esteira com carga nos tornozelos equivalentes a 40, 50 e 60% do peso do Membro Inferior (MI), em 3 dias diferentes e não consecutivos. Os parâmetros cinemáticos foram avaliados nas fases pré-treino (F_{PT}) e imediatamente após o treino (F_T). As variáveis espaço-temporais não sofreram alterações imediatamente após o treino de marcha com carga. Por outro lado, foi observado aumento dos ângulos articulares de quadril e joelho durante a fase de balanço imediatamente após o treino, principalmente com carga de 60% do peso do membro inferior. Estes achados indicam que a carga de 60% seja a mais apropriada para solicitar alterações imediatas na cinemática articular do MIP. Tais alterações podem ser importantes para favorecer a propulsão durante a fase de balanço da marcha de crianças com PCHE.

Descritores | Paralisia Cerebral; Reabilitação; Marcha; Suporte de Carga.

ABSTRACT | Our purpose in this study was to analyze the immediate effects of locomotor gait training with

different loads on a treadmill on the kinematic parameters of gait in children with Spastic Hemiparetic Cerebral Palsy (SHCP), as well as investigating which load prompted the most adequate motor responses to promote the propulsion of the Paretic Lower Limb (PLL). This case report included 3 children of both sexes, aged 8-12 years. The children walked on the treadmill with loads on their ankles that corresponded to 40, 50 and 60% of the weight of the Lower Limb (LL), on 3 different non-consecutive days. The kinematic parameters were assessed during the pre-training phase (PT_{PH}) and immediately after training (PH_T). The spatiotemporal variables did not change immediately after gait training with the aforementioned loads. On the other hand, we observed wider joint angles in the hip and knee during the swing phase immediately after training, especially with a load of 60% of the weight of the lower limb. These findings indicate that the 60% load is the most appropriate to prompt immediate changes in the joint kinematics of the PLL. These alterations can be important in improving propulsion during the swing phase of gait in children with SHCP.

Keywords | Cerebral Palsy; Rehabilitation; Gait; Weight-Bearing.

RESUMEN | El objetivo de este estudio fue analizar los efectos inmediatos del entrenamiento locomotor en la estera con diferentes cargas, sobre los parámetros cinemáticos de la marcha de niños con parálisis cerebral hemipléjica

Estudo desenvolvido no Laboratório de Intervenção e Análise do Movimento (LIAM), no Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN) - Natal (RN), Brasil.

¹Programa de Pós-graduação em Fisioterapia pela UFRN - Natal (RN), Brasil.

²Curso de Fisioterapia da UFRN - Natal (RN), Brasil.

³Especialista em Fisioterapia Neurológica, UFRN - Natal (RN), Brasil.

Endereço para correspondência: Camila Rocha Simão - Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte - Avenida Senador Salgado Filho, 3000 - Lagoa Nova - CEP: 59072-970 - Natal (RN), Brasil - E-mail: camila.simao@gmail.com

Apresentação: jun. 2013 - Aceito para publicação: fev. 2014 - Fonte de financiamento: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) - Conflito de interesses: nada a declarar - Parecer de aprovação no Comitê de Ética n°76.519 (UFRN).

espástica (PCHE), e investigar cómo la carga promueve respuestas motoras más adecuadas para favorecer la propulsión del Miembro Inferior Parético (MIP). Participaron de este caso, 3 niños de ambos sexos, con edades de 8-12 años. Los niños realizaron entrenamiento en la estera rodante con carga en los tobillos equivalente a 40, 50 y 60% del peso de la miembro (MI), en 3 días distintos y no consecutivos. Los parámetros cinemáticos fueron evaluados en las fases de pre entrenamiento (FPT), e inmediatamente después del entrenamiento (FI). Las variables espacio-temporales no cambiaron inmediatamente después del ejercicio de marcha con carga.

Sin embargo, fue observado aumento de los ángulos articulares de la cadera y la rodilla durante la fase de balanceo inmediatamente después del entrenamiento, especialmente con carga de 60% del peso de la extremidad inferior. Estos resultados indican que la carga de 60% es la más apropiada para solicitar cambios inmediatos en la cinemática articular del MIP. Tales cambios pueden ser importantes para fomentar la propulsión durante la fase de balanceo de la marcha de niños con PCHE.

Palabras clave | Parálisis Cerebral; Rehabilitación; Marcha; Soporte de Carga.

INTRODUÇÃO

Crianças com Paralisia Cerebral Hemiparética Espástica (PCHE) apresentam um padrão de marcha caracterizado por alterações cinemáticas e cinéticas previsíveis^{1,2}, tais como: baixa velocidade de progressão, menor comprimento do passo, aumento da base de suporte³ e maior duração da fase de apoio na perna não parética⁴. Observam-se também diminuição da dorsiflexão no balanço e menor amplitude de flexo-extensão de joelho e quadril¹. Estas alterações cinemáticas, associadas ao déficit na capacidade de gerar força de impulsão pelos flexores plantares, resultam na ineficiência para retirar o pé da superfície^{5,6}, levando a um padrão de “arrastar” o Membro Inferior Parético (MIP) durante a propulsão⁷.

Para favorecer a eficiência da marcha das crianças com PCHE, técnicas de intervenção têm sido sugeridas e utilizadas, com objetivo de aumentar a geração de força de grupos musculares específicos e no tempo ideal do ciclo da marcha. Sabendo-se que mudanças no momento de força podem favorecer a reorganização dinâmica do sistema e promover uma alteração no comportamento motor⁵, sugere-se que o tratamento fisioterapêutico da marcha de crianças com PCHE deve ser baseado no fortalecimento muscular direcionado para a geração de força flexora do quadril⁷.

Alguns estudos têm investigado mudanças adaptativas no comportamento locomotor humano em resposta a perturbações externas e mostrado que a perturbação do sistema enfraquece a estabilidade prévia do padrão motor e aumenta as possibilidades de o indivíduo modificar a estratégia motora, permitindo a realização da mesma tarefa de forma mais eficiente⁸⁻¹⁰. A literatura descreve que impor resistência durante a fase de balanço da marcha, a partir da adição de carga no Membro Inferior (MI), resulta em respostas motoras compensatórias na marcha de bebês e adultos saudáveis e de adultos com patologias neurológicas¹¹⁻¹⁸. Os principais ajustes locomotores

apresentados por estas populações, imediatamente após a remoção da perturbação, são aumento da velocidade da marcha^{15,16,18}, do torque muscular flexor^{14,17}, da atividade muscular flexora^{11,13,14,17}, da altura dos passos^{11,13,14}, bem como aumento da angulação da flexão de quadril e joelho durante a fase de balanço^{11,13,15}.

Considerando que a adição de carga no MI sobrecarrega a musculatura flexora durante a fase de balanço, resultando no aumento da sua atividade e das amplitudes de flexão de quadril e joelho durante o balanço na marcha humana¹¹⁻¹⁷, hipotetizou-se que a presença de tais ajustes locomotores seria adequada para favorecer eficiência da propulsão do MIP durante o balanço da marcha de crianças PCHE.

Não foram encontrados, na literatura atual, estudos clínicos que investigassem o comportamento locomotor de crianças com PCHE em resposta ao treinamento com adição de carga nos tornozelos. Não se sabe se esta população é capaz de adaptar o padrão locomotor e quais são as estratégias motoras adotadas. Além disso, não existe consenso sobre qual é a carga mais adequada a ser utilizada no sentido de favorecer a propulsão do MIP durante a fase de balanço. Sendo assim, este estudo se propôs a observar o comportamento das variáveis cinemáticas de crianças com PCHE, imediatamente após o treinamento de marcha na esteira com carga nos tornozelos, além de investigar qual dessas porcentagens seria mais apropriada para favorecer a eficiência da propulsão do MIP.

METODOLOGIA

Participantes

Este foi um relato de caso no qual participaram 3 crianças de 8, 9 e 12 anos de idade, de ambos os sexos, com

PCHE capazes de deambular sem dispositivos de auxílio. As características clínicas e demográficas estão dispostas na Tabela 1.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRN (n° 76.519) e os pais e/ou responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Instrumentos de medida

Para classificar o desempenho funcional das crianças foi utilizada a escala classificatória *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS), que descreve as habilidades funcionais de crianças com paralisia cerebral em cinco níveis¹⁹. As crianças incluídas neste estudo foram classificadas no Nível I (com marcha independente, sem restrições).

Para caracterizar e avaliar a função motora grossa foram examinadas as dimensões D e E do *Gross Motor Function Measure* (GMFM-66), um teste padronizado que quantifica a função motora grossa de crianças com disfunção neuromotora. Neste estudo foram avaliadas a mobilidade, manutenção e transição de posturas a partir das dimensões D e E do teste GMFM-66^{20,21}.

A espasticidade foi avaliada pela Escala Modificada de Ashworth, que consiste em uma avaliação subjetiva do grau de resistência muscular durante a movimentação passiva da articulação, onde o escore 0 corresponde à ausência de aumento do tônus muscular e o escore 4 representa articulação rígida na posição de repouso²². O presente estudo avaliou os músculos isquiotibiais, gastrocnêmio e sóleo do MIP, durante os movimentos de extensão de joelho e dorsiflexão de tornozelo com o joelho estendido e fletido, respectivamente.

A análise da marcha foi realizada pelo Sistema de Análise do Movimento *Qualysis – ProReflex MCU*, um sistema de fotogrametria baseado em vídeo que permite a reconstrução em três dimensões (3D) de marcas passivas refletoras localizadas em proeminências ósseas específicas. É composto por oito câmeras que emitem luz infravermelha, captadas e refletidas pelas marcas passivas. Os dados foram captados pelo *software* de aquisição

Qualisys Track Manager 1.6.0.x – QTM, numa frequência de 120 Hz, e exportados para o *software* de processamento *Visual3D*, para reconstrução dos segmentos e criação do modelo biomecânico.

Procedimentos de avaliação

Inicialmente, foram obtidas informações sobre diagnóstico e características antropométricas e demográficas das crianças, que foram classificadas pelo GMFCS. Foi aplicado o teste GMFM-66 nas dimensões D e E, além da avaliação do grau de espasticidade dos membros inferiores para caracterização da amostra. De acordo com a idade, foi determinada a massa do MI a partir do cálculo proposto por Jensen²³, em que se determinou as massas do pé ($0,00015 \times \text{idade} + 0,0187$), perna ($0,00122 \times \text{idade} + 0,3809$) e coxa ($0,00364 \times \text{idade} + 0,06634$). A partir deste cálculo, foram definidas, então, as cargas (correspondentes a 40, 50 e 60% da massa do MI) que foram utilizadas no treinamento na esteira²³.

A coleta dos dados cinemáticos foi realizada em três dias diferentes e não consecutivos e foi composta por dois momentos: coleta estática e dinâmica. Para a realização da cinemetria, marcas passivas foram posicionadas, bilateralmente, em proeminências ósseas específicas: cristas ilíacas, trocânter maior do fêmur, epicôndilos lateral e medial do fêmur, maléolos lateral e medial, cabeça do primeiro e quinto metatarso e base do calcâneo. Foram posicionadas marcas de rastreamento (*Cluster*) para identificar as trajetórias de cada segmento.

Para a coleta estática, as crianças permaneceram em posição ortostática no centro da área ativa do sistema por três segundos. A coleta dinâmica, realizada enquanto as crianças andavam sobre a esteira elétrica *Movement® CardioFitPlus*, foi dividida em duas fases: 1) pré-treinamento (F_{PT}): quando foram obtidos dados cinemáticos da marcha na esteira referentes ao *baseline*; 2) imediatamente após o treinamento (F_T): quando foram obtidos dados cinemáticos da marcha na esteira imediatamente após o término do treinamento com carga nos tornozelos. Durante o último minuto das duas fases da coleta dinâmica foram obtidos dados cinemáticos de dez ciclos (Figura 1).

Tabela 1. Características clínicas e antropométricas da amostra e as cargas utilizadas nas três condições experimentais

Criança	GMFCS	Sexo	Idade (anos)	Hemicorpo comprometido	Peso (kg)	Altura (m)	Carga 40%	Carga 50%	Carga 60%	Órtese (AFO)	GMFM	GE TSP	GE IQTP
1	I	M	12	Direito	39,4	1,55	2,800 kg	3,500 kg	4,200 kg	Não	99,3%	1	+1
2	I	F	8	Esquerdo	29,9	1,30	1,600 kg	2,000 kg	2,500 kg	Não	97,3%	1	1
3	I	M	9	Esquerdo	46,2	1,23	2,700 kg	3,400 kg	4,100 kg	Sim	84,6%	1	+1

M: masculino; F: feminino; GMFCS: *Gross Motor Function Classification System*; AFO: *Ankle Foot Orthoses*; GMFM: *Gross Motor Function Measure*; GETSP: Grau Espasticidade Triceps Sural Membro Parético; GE IQTP: Grau Espasticidade Isquiotibiais Membro Parético

Protocolo experimental

As três crianças realizaram o protocolo de treinamento na esteira fazendo uso das cargas de 40, 50 e 60% do peso do MI, as quais foram acopladas aos tornozelos bilateralmente, através de caneleiras. Este treino foi realizado em três dias diferentes e não consecutivos e a ordem de utilização das porcentagens propostas foi aleatória, de acordo com sorteio prévio. A coleta dos dados cinemáticos foi realizada concomitante ao treinamento para as três condições experimentais.

As crianças andaram na velocidade máxima confortável, definida no momento da familiarização com a esteira. Uma das crianças do estudo fazia uso de órtese rígida no tornozelo e a utilizou durante a realização do protocolo experimental (Figura 2).

Redução dos dados

Os dados foram capturados pelo *software QTM* e processados pelo *software Visual3D*, que cria um sistema de coordenadas para cada segmento e determina a posição e a orientação baseando-se nas marcas anatômicas. A partir das marcas anatômicas e de rastreamento, foi construído o modelo biomecânico e os ângulos de deslocamento articulares foram obtidos de acordo com a sequência proposta por Cardan²⁴.

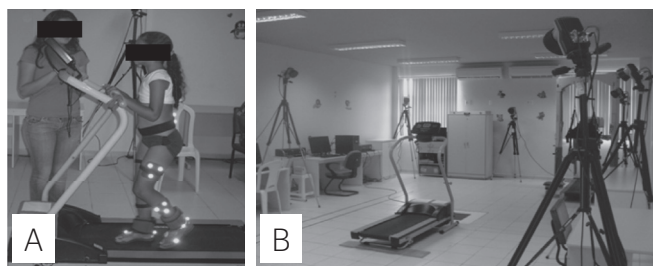


Figura 1. (A) Posicionamento da carga e dos marcadores passivos durante o treinamento na esteira; (B) Disposição das câmeras em torno da esteira para coleta dos dados cinemáticos

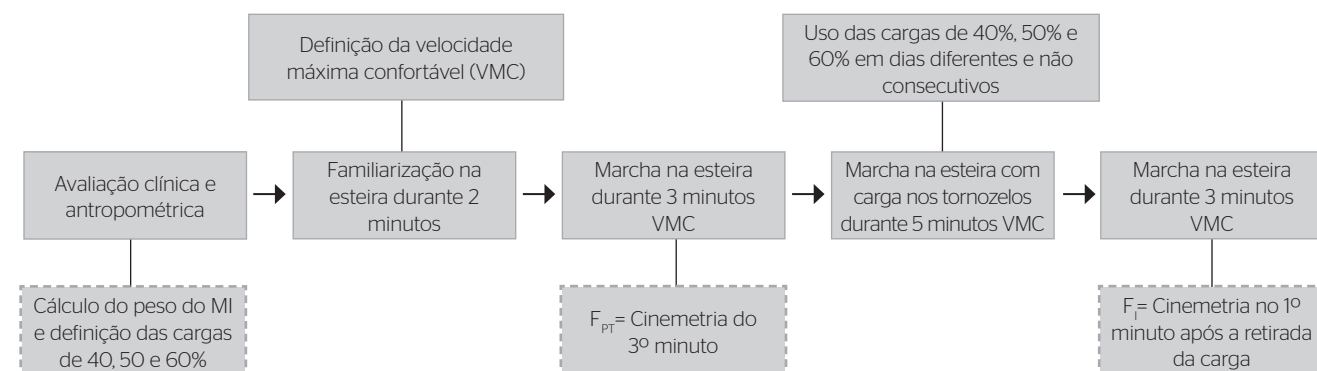


Figura 2. Esquema mostrando as fases de coleta dos dados dinâmicos e protocolo de treinamento

Foram investigadas as seguintes variáveis espaço-temporais: cadência, duplo suporte, comprimento do passo, tempo de apoio e tempo de balanço do MIP. Em relação às variáveis angulares, foram investigados os deslocamentos angulares no plano sagital de quadril e joelho. Para ambas as articulações do MIP foram investigadas a extensão máxima no apoio, a flexão máxima no balanço e a amplitude de flexo-extensão, obtida a partir da subtração do valor máximo pelo valor mínimo alcançado durante todo o ciclo.

RESULTADOS

Serão apresentadas a seguir as médias dos parâmetros cinemáticos das três crianças avaliadas, com o uso das três porcentagens de carga.

Variáveis espaço-temporais

A Tabela 2 mostra o comportamento das variáveis espaço-temporais em resposta ao treino de marcha na esteira com as três porcentagens de carga nas fases F_{PT} e F_I . As alterações observadas imediatamente após a retirada da carga foram inexpressivas (Tabela 2).

Variáveis angulares

A Tabela 3 mostra que, imediatamente após a retirada da carga, o treino de marcha na esteira com carga no MI promoveu alterações na cinemática articular do quadril e joelho parético durante a fase de balanço. Além disso, observou-se que 60% do peso do MI promoveram aumento mais expressivo dessas variáveis (Tabela 3).

Tabela 2. Média das variáveis espaço-temporais nas duas fases de avaliação, nas três condições experimentais

Variáveis espaço-temporais	Carga 40%		Carga 50%		Carga 60%	
	F _{PT}	F _I	F _{PT}	F _I	F _{PT}	F _I
	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP
Velocidade (m/s)	0,37±0,04	0,37±0,03	0,37±0,02	0,37±0,03	0,37±0,03	0,37±0,03
Cadência (passos/min)	115,57±53,97	124,6±44,08	108,21±26,71	111,54±29,07	109,87±57,81	110,71±27,82
Comprimento passo P (m)	0,36±0,06	0,32±0,03	0,37±0,01	0,33±0,00	0,33±0,01	0,31±0,01
Tempo apoio P (%)	0,34±0,03	0,35±0,02	0,35±0,02	0,33±0,01	0,34±0,006	0,33±0,03
Tempo balanço P (%)	0,16±0,02	0,15±0,01	0,16±0,02	0,16±0,01	0,17±0,01	0,17±0,03
Duplo suporte (%)	0,21±0,03	0,21±0,03	0,21±0,02	0,19±0,02	0,19±0,02	0,19±0,04

F_{PT}: fase pré-treino; F_I: fase imediatamente após o treino com carga; DP: desvio-padrão; P: membro parético

Tabela 3. Média das variáveis angulares nas duas fases de avaliação, nas três condições experimentais

Variáveis angulares	Carga 40%		Carga 50%		Carga 60%	
	F _{PT}	F _I	F _{PT}	F _I	F _{PT}	F _I
	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP
Quadril P						
Máxima flexão balanço	71,80±3,88	72,09±6,05	79,51±4,38	77,56±6,12	68,67±0,96	75,44±7,96
Máxima extensão apoio	34,47±14,27	35,96±15,91	35,31±13,67	35,45±14,72	22,20±6,97	25,17±0,39
Amplitude de flexo-extensão	37,33±12,73	36,13±10,45	44,19±9,79	42,11±8,59	46,47±7,16	50,27±1,87
Joelho P						
Máxima flexão balanço	81,69±4,64	83,73±5,20	84,99±0,48	86,26±1,60	79,28±8,84	85,24±8,01
Máxima extensão apoio	23,13±5,21	25,79±11,16	22,93±6,50	24,7±8,33	20,75±13,79	23,50±9,65
Amplitude de flexo-extensão	58,56±5,85	57,94±7,70	62,05±6,04	61,56±7,06	58,53±7,13	61,73±8,70

F_{PT}: fase pré treino com carga; F_I: fase imediatamente após o treino com carga; DP: desvio-padrão; P: membro parético

DISCUSSÃO

Adicionar carga aos tornozelos de crianças com PCHE durante o treino na esteira é uma proposta inédita para esta população e se baseia em conceitos relativos aos possíveis ajustes mecânicos e neuromusculares que podem ser empregados como estratégias para adaptação locomotora. Os resultados deste estudo mostraram que as crianças com PCHE apresentaram uma tendência a modificação da cinemática articular no MIP, durante a fase de balanço, sugerindo habilidade para exibir adaptações locomotoras imediatas em resposta à adição da carga.

Quando comparamos as variáveis angulares antes (F_{PT}) e imediatamente após o treino de marcha (F_I), nota-se que 60% do peso do MI promoveram aumento mais pronunciado nas variáveis angulares de flexão de quadril e joelho, resultando em uma estratégia motora multiarticular em resposta à resistência imposta durante a fase de balanço. O emprego dessa estratégia também foi observado em indivíduos saudáveis, em resposta à perturbação externa, os quais apresentaram aumento na altura da trajetória do pé durante a fase de balanço. Além disso, foi observada forte correlação entre a quantidade de carga adicionada e a ativação da musculatura flexora de quadril¹³.

É sugerido que o tratamento fisioterapêutico de crianças com PCHE deva ser direcionado para o ganho de força muscular de flexores de quadril^{6,25}, no sentido de favorecer a melhora da eficiência da marcha^{5,25}. A promoção e facilitação de maiores angulações de flexão de quadril e joelho durante o balanço do MIP são consideradas estratégias compensatórias importantes para esta população realizar a tarefa de andar e garantir a progressão do pé²⁵. Considerando que o treino de marcha com adição de carga de 60% do peso do MI aos tornozelos resultou em ajustes locomotores, no sentido de favorecer a propulsão do MIP a partir da maior flexão de quadril e joelho durante a fase de balanço, sugere-se que esta proposta de treinamento possa ser uma ferramenta apropriada para favorecer uma maior eficiência da marcha desta população.

A adição de carga aos tornozelos impõe uma resistência durante a fase de oscilação, que resulta em maior ativação da musculatura flexora do MI^{11,17}. Esta resposta pode ser considerada uma estratégia de adaptação neuromotora mediada por mecanismos de *feedback* que ocorrem devido às mudanças sustentadas no *input* proprioceptivo durante a marcha com carga^{14,17,26}. Imediatamente após a retirada da perturbação, o aumento da atividade flexora do MI persiste por algum tempo^{11,13,14}, possivelmente devido à formação de comandos motores antecipatórios para se adaptar à nova

demanda da tarefa, em antecipação à perturbação^{11,17,26}. A verificação dessa capacidade de ajuste diante da perturbação e o padrão de resposta apresentado na F_1 pelas crianças deste estudo sugerem que os comandos motores das crianças com PCHE podem ser ajustados em resposta ao peso adicional no MI¹⁷.

Ao comparar os parâmetros espaço-temporais obtidos nas três condições experimentais (40, 50 e 60% do peso do MI) nas duas fases de avaliação (F_{PT} e F_V), foi observado que estes parâmetros tendem a não sofrer alterações imediatamente após o treino de marcha na esteira com as cargas propostas, fato justificado pelo uso da esteira, que se caracteriza por impor ritmo e velocidade constantes¹⁴. Como a velocidade da marcha interfere de forma direta nos parâmetros espaciais e temporais², a manutenção constante dos seus valores, em todas as fases e condições experimentais, pode ter influenciado tal achado.

Para que se evidencie o comportamento dos ajustes locomotores de crianças com PCHE como resposta imediata à adição de carga de 60%, sugere-se a realização de estudos com maior número amostral, visto que uma amostra composta por 3 crianças não é suficiente para demonstrar a significância dos resultados obtidos, consistindo, portanto, uma limitação deste estudo.

ESTUDOS FUTUROS

Os autores do presente estudo pretendem investigar futuramente os efeitos imediatos do treinamento na esteira com adição de carga de 60% do peso do MI em um grupo de crianças com PCHE, com um número amostral mais representativo. Considera-se importante o prosseguimento deste estudo para analisar se o aumento da flexão de quadril e joelho no MIP, durante a fase de balanço da marcha na esteira, ocorre de forma significativa neste grupo e se essas adaptações podem ser transferidas para a marcha no solo após a realização de um protocolo de treinamento longitudinal.

CONCLUSÃO

Crianças com PCHE demonstraram capacidade de adaptação locomotora, a partir do aumento da flexão de quadril e joelho do MIP na fase de balanço, em resposta à adição de carga aos membros inferiores durante a marcha na esteira. Tais alterações cinemáticas foram mais expressivas

imediatamente após o treino com carga de 60% do peso do MI, sugerindo que esta porcentagem seja a mais adequada para gerar respostas locomotoras, no sentido de facilitar a propulsão do MIP durante a fase de balanço da marcha.

REFERÊNCIAS

1. Rodda J, Graham HK. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *Eur J Neurol*. 2001;8(Suppl5):98-108.
2. Winters TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(3):437-41.
3. Galli M, Cimolin V, Rigold C, Tenore N, Albertini G. Gait patterns in hemiplegic children with cerebral palsy: comparison of right and left hemiplegia. *Res Dev Disabil*. 2010;31(6):1340-5.
4. Cimolin V, Galli M, Tenore N, Albertini G, Crivellini M. Gait strategy of uninvolved limb in children with spastic hemiplegia. *Eura Medicophys*. 2007;43(3):303-10.
5. Fonseca ST, Holt KG, Saltzman E, Fethers L. A dynamical model of locomotion in spastic hemiplegic cerebral palsy: influence of walking speed. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(9):793-805.
6. Riad J, Haglund-Akerlind Y, Miller F. Power generation in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2008;27(4):641-7.
7. Perry J. *Análise de Marcha: Marcha Patológica*. Barueri: Manole; 2005.
8. Kamm K, Thelen E, Jensen JL. A dynamical systems approach to motor development. *Phys Ther*. 1990;70(12):763-75.
9. Haim SB, Harries N, Belokopytov M, Lahat E, Kaplanski J. Random Perturbation: A potential aid in treatment of children with cerebral palsy. *Disabil Rehabil*. 2008;30(19):1420-8.
10. Scholz JP. Dynamic Pattern Theory - Some implications for therapeutics. *Phys Ther*. 1990;70(12):827-43.
11. Lam T, Wolstenholme C, Yang JF. How do infants adapt to loading of the limb during the swing phase of stepping? *J Neurophysiol*. 2003;89(4):1920-8.
12. Patchay S, Gahéry Y. Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young health adults. *Gait Posture*. 2003;18(1):85-94.
13. Houldin A, Luttin K, Lam T. Locomotor adaptations and aftereffects to resistance during walking in individuals with spinal cord injury. *J Neurophysiol*. 2011;106(1):247-58.
14. Lam T, Wirz M, Lünenburger L, Dietz V. Swing phase resistance enhances flexor muscle activity during treadmill locomotion in incomplete spinal cord injury. *Neurorehabil Neural Repair*. 2008;22(5):438-46.
15. Regnaud JP, Pradon D, Roche N, Robertson J, Bussel B, Dobkin B. Effects of loading the unaffected limb for one session of locomotor training on laboratory measures of gait in stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23(6):762-8.
16. Kollen B, Rietberg M, Kwakkel G, Emmelot K. Effects of overloading of the lower hemiparetic extremity on walking speed in chronic stroke patient: a pilot study. *NeuroRehabilitation*. 2000;14(3):159-64.
17. Noble J, Prentice S. Adaptation to unilateral change in lower limb mechanical properties during human walking. *Exp Brain Res*. 2006;169(4):482-95.

18. Yen SC, Schmit BD, Landry JM, Roth H, Wu M. Locomotor adaptation to resistance during treadmill training transfers to overground walking in human SCI. *Exp Brain Res*. 2012; 216(3): 473-82.
19. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russel 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*. 1997;39(4):214-23.
20. Russel DJ, Avery LM, Rosembaum P, Raina PS, Walter SD, Palisano RJ. Improved scaling of the Gross Motor Function Measure for children with cerebral palsy: Evidence of reliability and validity. *Phys Ther*. 2000; 80(9): 873-85.
21. Russell DJ, Rosenbaum P, Gowland C, Hardy S, Lane M, Plews N *et al*. Gross Motor Function Measure (GMFM - 66 & GMFM - 88) User's Manual. Ed. Hamilton, Ontario, Canada: Mac Keith Press; 2002.
22. Scholtes VAB, Becher JG, Beelen A, Lankhorst GJ. Clinical assessment of spasticity in children with cerebral palsy: a critical review of available instruments. *Dev Med Child Neurol*. 2006; 48(1):64-73.
23. Jensen RK. Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *J Biomech*. 1986;19(5):359-68.
24. Cole GK, Nigg BM, Ronsky JL, Yeadon MR. Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. *J Biomech Eng*. 1993;115(4A):344-9.
25. Olney SJ, Macphail HA, Hedden DM, Boyce WF. Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. *Phys Ther*. 1990;70(7):431-8.
26. Lam T, Andreschitz M, Dietz V. Contribution of feedback e feedforward strategies to locomotor adaptations. *J Neurophysiol*. 2006;95(2):766-73.