

Análise do uso de suporte parcial de peso corporal em esteira e em piso fixo durante o andar de crianças com paralisia cerebral

Analysis of partial body weight support during treadmill and overground walking of children with cerebral palsy

Vânia M. Matsuno¹, Muriel R. Camargo¹, Gabriel C. Palma¹, Diego Alveno¹, Ana Maria F. Barela^{1,2}

Resumo

Objetivo: Analisar características espaço-temporais e ângulos articulares de crianças com paralisia cerebral andando sem o uso de suporte parcial de peso corporal (SPPC) em piso fixo e com 0% e 30% de SPPC em piso fixo e em esteira. **Métodos:** Seis crianças com paralisia cerebral hemiplégica espástica (7,70±1,04 anos) foram filmadas andando com velocidade confortável sem o uso de SPPC, com 0% e 30% de SPPC em piso fixo e com 0% e 30% de SPPC em esteira. Marcadores refletivos foram afixados nos principais pontos anatômicos dos dois hemisférios para registro das coordenadas "x", "y", "z". **Resultados:** As crianças andaram mais rapidamente e com passadas mais longas e mais rápidas, com duração dos períodos de apoio simples e balanço maiores e apoio duplo menor no piso fixo do que na esteira, independentemente do uso do SPPC. O quadril foi a única articulação que apresentou diferenças entre os hemisférios e entre as condições, sendo que o hemisfério plégico apresentou menor amplitude de movimento (ADM) que o hemisfério não plégico, e a ADM foi maior na condição sem o uso de SPPC do que com 30% de SPPC em piso fixo. **Conclusão:** Crianças com paralisia cerebral hemiplégica espástica são capazes de andar em piso fixo e esteira com diferentes porcentagens de SPPC, sendo que seus desempenhos foram melhores no piso fixo, independentemente do uso de SPPC, do que na esteira.

Palavras-chave: ângulos articulares; parâmetros espaço-temporais; hemiplegia; crianças.

Abstract

Objective: To analyze the spatial-temporal characteristics and joint angles during overground walking without body weight support (BWS) and with 0% and 30% BWS, and during treadmill walking with the same BWS in children with cerebral palsy. **Methods:** Six children with hemiplegic and spastic cerebral palsy (7.70 ± 1.04 years old) were videotaped during overground walking at a comfortable speed with no BWS, with 0% and 30% BWS, and during treadmill walking with 0% and 30% BWS. Reflective markers were placed over main bony landmarks in both body sides to register the coordinates "x", "y", "z". **Results:** During overground walking, children walked faster and presented longer and faster strides, longer duration of single-stance and swing periods, and shorter duration of double-stance period, than treadmill walking, regardless of BWS use. The hip was the only joint that presented a difference between body sides and experimental conditions; i.e. range of motion (ROM) was reduced in the plegic side when compared to the nonplegic side, and during overground walking without BWS when compared to 30% BWS. **Conclusion:** Children with hemiplegic and spastic cerebral palsy were able to walk overground and on a treadmill with different percentages of BWS, and their performance was superior during overground walking, regardless of BWS use.

Key words: joint angles; spatial-temporal parameters; hemiplegia; children.

Recebido: 26/05/2009 – **Revisado:** 10/11/2009 – **Aceito:** 26/01/2010

¹ Laboratório de Análise do Movimento, Instituto de Ciências da Atividade Física e Esporte, Universidade Cruzeiro do Sul, São Paulo (SP), Brasil

² Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Universidade Cruzeiro do Sul, São Paulo (SP), Brasil

Correspondência para: Ana Maria Forti Barela, Universidade Cruzeiro do Sul, Instituto de Ciências da Atividade Física e Esporte (ICAFE), Rua Galvão Bueno, 868 – 13º. Andar, Bloco B, Liberdade, CEP 01506-000, São Paulo (SP), Brasil, e-mail: ana.barela@cruzeirosul.edu.br

Introdução

Sistemas que envolvem o uso de colete suspenso e acoplado a um suporte parcial de peso corporal (SPPC) têm sido utilizados como forma de treinamento do andar¹. Nesse tipo de treinamento, o indivíduo pratica o andar em uma esteira motorizada enquanto o seu peso é parcialmente sustentado por um colete suspenso. O SPPC pode ser usado de diferentes maneiras que permitem diferentes graus de movimento do corpo, sendo que, com esse sistema, é possível ajustar a altura do colete e o alívio de peso corporal da pessoa que o usa por meio de calibração com células de carga, contrapesos, elevação pneumática, molas, etc.. Dessa forma, a pessoa pode ser suspensa completamente ou de acordo com a porcentagem do peso corporal que se deseja aliviar.

Dentre as diferentes porcentagens de alívio de peso que podem ser utilizadas com o sistema de SPPC, a maioria dos estudos que o utilizou em esteira motorizada adotou 30% de SPPC devido à sua efetividade no treinamento da locomoção²⁻⁵. Além de selecionar a porcentagem apropriada de alívio de peso corporal durante as sessões de treinamento com SPPC, um outro aspecto que deveria ser considerado é o tipo de superfície que o indivíduo anda durante essas sessões, com intuito de aproximar as condições de intervenção o máximo possível das situações enfrentadas no dia a dia para facilitar a transferência de habilidade para as atividades da vida diária^{6,7}.

Há diferenças entre o andar sem SPPC em esteira e piso fixo que foram investigadas em indivíduos sadios⁸⁻¹¹ e em indivíduos hemiparéticos em decorrência de acidente vascular encefálico^{12,13}. As características da locomoção, tais como ângulos articulares e parâmetros espaço-temporais^{8,14,15}, contato do pé com a superfície¹¹ e ativação muscular¹³, são influenciadas pelo tipo de superfície em que se anda. Sendo assim, pode ser que o treinamento do andar em esteira motorizada possa interferir na transferência das habilidades adquiridas para o andar em piso fixo^{7,10,16}, que é o tipo de superfície em que os indivíduos andam no dia a dia.

Dentre os indivíduos com comprometimento no aparelho locomotor, um grupo que pode se beneficiar do treinamento do andar com SPPC é o de crianças com paralisia cerebral, uma vez que o desenvolvimento de um andar independente e eficiente é uma das grandes metas para essas crianças. Paralisia cerebral (PC) descreve um grupo de distúrbios permanentes de desenvolvimento dos movimentos e da postura, que causam limitação da atividade. Esses distúrbios são atribuídos a perturbações não progressivas que surgiram no cérebro em desenvolvimento fetal ou infantil¹⁷. Até o momento, há poucos estudos que utilizaram o SPPC para treinamento do andar de crianças com PC^{18,19}, sendo, na sua maioria, estudos de caso²⁰⁻²³. Nos estudos já realizados, o que normalmente

se avaliou foi a melhora em testes motores, tais como o “*Gross Motor Function Measure*”²⁴, antes e após o treinamento, e o que todos sugerem é que a utilização do SPPC pode melhorar o andar das crianças com PC. Entretanto, não há informações disponíveis sobre as implicações de se andar com o sistema de SPPC e em diferentes tipos de superfície, tais como esteira motorizada e piso fixo.

Poucos estudos investigaram o uso de SPPC em piso fixo^{3,25-27}, e nenhum deles investigou crianças. Sendo assim, antes de submeter crianças com PC a um programa de treinamento com SPPC, seria importante avaliá-las andando com o SPPC nos dois tipos de superfície, com intuito de verificar as implicações de se andar em piso fixo e esteira com esse sistema. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi analisar características espaço-temporais e ângulos articulares de crianças com PC andando sem o uso de SPPC em piso fixo e com 0% e 30% de SPPC em piso fixo e em esteira.

Materiais e métodos

Amostra

Seis crianças com PC hemiplégica espástica, com idades entre 6 e 9 anos, participaram deste estudo. Para participar dele, elas deveriam ser hemiplégicas espásticas, sem qualquer deficiência cognitiva, verbal e visual que pudesse interferir na realização das tarefas, e serem classificadas entre os níveis I e III do sistema de classificação da função motora grossa (*Gross Motor Function Classification System* – GMFCS)²⁸. Tais crianças foram recrutadas por meio de contato telefônico, uma vez que estavam inseridas em um programa de intervenção na Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos (SP), Brasil, ou já haviam passado por esse programa anteriormente. As características das crianças são apresentadas na Tabela 1.

Procedimentos

As crianças acompanhadas de seus pais ou responsáveis compareceram ao Laboratório de Aprendizagem, Biomecânica, Avaliação e Treinamento (LABAT), Departamento de Educação Física, UFSCar, onde os dados foram adquiridos. Inicialmente, os objetivos e procedimentos do estudo foram explicados, e os acompanhantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Cruzeiro do Sul, São Paulo (SP), Brasil, (parecer nº 100/2007). Enquanto os acompanhantes foram entrevistados por um dos experimentadores sobre o Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunção (*Pediatric Evaluation of Disability*

Tabela 1. Características das crianças com PC hemiplégica espástica referentes à idade (anos), gênero (masculino/feminino), hemicorpo plégico (direito/esquerdo), massa (kg), estatura (cm), nível de classificação motora grossa para paralisia cerebral (GMFCS) e grau de espasticidade dos membros inferiores conforme a escala de Ashworth³⁰.

Participante	Idade	Gênero	Hemiplegia	Massa	Estatura	GMFCS	Escala de Ashworth
1	6,3	M	E	21,7	120	I	1
2	6,7	F	D	18,5	112	II	1
3	7,8	M	D	21,9	130	I	1
4	8	F	D	28,1	125	II	2
5	8,3	F	D	26,7	131	II	1
6	9,1	M	E	46,9	142	III	2
Média	7,70			27,30	126,67		
DP	1,04			10,23	10,27		

M=masculino; F=feminino; E=esquerda; D=direita; DP=desvio-padrão.

Inventory – PEDI)²⁹, que abrange questões referentes às áreas de mobilidade, autocuidado e função social, os demais experimentadores aferiram massa e estatura das crianças, e o grau de espasticidade foi avaliado por uma fisioterapeuta com base na escala de Ashworth³⁰. Em seguida, marcadores refletivos foram afixados bilateralmente, com fita adesiva apropriada, no quinto metatarso, maléolo lateral, côndilo lateral do fêmur, trocanter maior e tubérculo maior do úmero para definir os segmentos pé, perna, coxa e tronco, respectivamente e para calcular posteriormente os ângulos articulares. Dessa forma, pé e perna definiram o ângulo do tornozelo, perna e coxa definiram o ângulo do joelho e coxa e tronco definiram o ângulo do quadril.

As crianças foram filmadas por quatro câmeras digitais (Panasonic, modelo AG-DVC7P) a 60 Hz, dispostas bilateralmente, enquanto realizaram o andar em cinco condições experimentais: piso fixo sem o uso do SPPC, piso fixo com 0% de SPPC, piso fixo com 30% de SPPC, esteira com 0% de SPPC e esteira com 30% de SPPC. Nas condições realizadas no piso fixo, as crianças andaram com velocidade autosselcionada e confortável em um trecho de aproximadamente 10 m, sendo que, antes de iniciar a filmagem em cada uma das condições experimentais, as crianças realizaram algumas tentativas práticas para se familiarizarem com os procedimentos experimentais. Nas condições realizadas na esteira, que foi posicionada no centro do trecho de 10 m, elas andaram com velocidade que julgaram confortáveis, conforme um dos experimentadores incrementava essa velocidade e verificava se a criança conseguia realizar a tarefa. Após a definição da velocidade da esteira para cada criança individualmente, elas andaram cerca de cinco minutos em cada uma das porcentagens de alívio de peso para se adaptarem às condições experimentais antes de se iniciarem as filmagens referentes a cada uma das porcentagens de alívio de peso. Em todas as condições experimentais, todas as crianças usaram calçados e não usaram qualquer tipo de órtese.

Quatro repetições em cada condição foram filmadas, e todas as crianças andaram primeiro no piso fixo sem o uso de

SPPC (condição controle). Para minimizar o tempo em que a criança teria que permanecer no laboratório, as condições com o uso do SPPC foram realizadas inicialmente no piso fixo e, em seguida, na esteira. Sendo assim, somente a ordem da porcentagem de alívio do peso corporal foi aleatória, sendo sorteada previamente pela própria criança. Todas tiveram intervalo para descanso quando necessário.

O sistema de SPPC utilizado neste estudo consiste em um colete com cintos ajustáveis e alças revestidas na região da pelve e coxa, que foi suspenso por um cabo de aço acoplado a um motor que desliza em um trilho de aproximadamente 10 m de extensão afixado no teto do laboratório. Uma célula de carga, posicionada entre o colete e o cabo de aço, visualizada por um mostrador digital, foi utilizada para verificar a porcentagem aproximada de alívio de peso corporal das crianças. Para ajustar a porcentagem do peso aliviado, o motor era acionado para encurtar ou alongar o comprimento do cabo de aço até a porcentagem desejada.

Tratamento dos dados

Os dados da filmagem foram transferidos para um computador via uma placa de captura (ieee1394), e uma passada do membro plégico e uma do membro não plégico foram selecionadas de duas tentativas em cada condição experimental com a utilização do programa *Ariel Performance Analysis System* (APAS). Esses dados foram digitalizados com o mesmo programa para obtenção das coordenadas “x”, “y” e “z” dos marcadores que foram afixados nos pontos anatômicos das crianças. O procedimento para a transformação das coordenadas reais dos dados adquiridos foi o da transformação linear direta (DLT, direct linear transformation). Essas coordenadas foram filtradas com o filtro Butterworth de 4ª ordem, passa-baixa de 10 Hz, e as seguintes variáveis foram calculadas com a utilização do programa Matlab (MathWorks, Inc.): descritivas (velocidade média de locomoção, comprimento e velocidade da passada e cadência), temporais (durações do período de apoio simples, de apoio duplo total e de balanço) e articulares (amplitude de movimento (ADM) das

articulações do quadril, joelho e tornozelo) durante o ciclo do andar. Os dados da coordenada “x” (referente ao plano de progressão) do marcador afixado no trocanter maior foram utilizados para cálculo da velocidade média de locomoção, e os dos marcadores afixados nos maléolos laterais direito e esquerdo foram utilizados para cálculo do comprimento da passada. A velocidade da passada foi calculada pela razão entre comprimento e duração da passada. A ADM foi calculada a partir da diferença entre os ângulos máximo e mínimo de cada articulação.

Tratamento estatístico

Para comparar o andar das crianças com PC hemiplégica espástica entre as cinco condições experimentais, análises de variância univariadas (ANOVAs) e análises de variância multivariadas (MANOVAs) para medidas repetidas foram empregadas. A primeira ANOVA teve como fator condição e como variável dependente a velocidade média de locomoção; a segunda ANOVA teve como fatores condição e hemicorpo (plégico e não plégico) e como variável dependente a cadência. As MANOVAs tiveram como fatores condição e hemicorpo e como variáveis dependentes comprimento da passada e velocidade da passada para a primeira MANOVA, duração dos períodos de apoio simples, apoio duplo total e balanço para a segunda MANOVA e ADM das articulações do quadril, joelho e tornozelo para a terceira MANOVA. Quando necessários, testes *post hoc* de Tukey foram empregados. O nível de significância foi mantido em $\alpha=0,05$ para todos os testes estatísticos, os quais foram realizados com o *software Statistical Package for the Social Sciences – SPSS* (versão 10.0, *SPSS Inc.*).

Tabela 2. Valores médios (\pm DP) da velocidade média de locomoção, comprimento e velocidade da passada, cadência, durações dos períodos de apoio simples, apoio duplo total e balanço nas condições piso fixo sem coleite (PF), piso fixo com 0% e 30% de SPPC (0% PF e 30% PF, respectivamente), e esteira com 0% e 30% de SPPC (0% ES e 30% ES, respectivamente), para os hemicorpos plégico e não plégico das crianças com paralisia cerebral hemiplégica espástica (n=6).

Condição	Vel. Média (m/s)	Comprimento da Passada (m)	Vel. Passada (m/s)	Cadência (passos/min)	Apoio Simples (%)	Apoio Duplo Total (%)	Balanço (%)
PF							
Plégico	1,03 \pm 0,28	1,01 \pm 0,19	1,08 \pm 0,29	128 \pm 16	38,03 \pm 4,86	21,92 \pm 6,37	40,06 \pm 2,83
Não plégico		1,00 \pm 0,20	1,05 \pm 0,30	126 \pm 17	40,83 \pm 3,45	21,43 \pm 7,23	37,74 \pm 4,41
0% PF							
Plégico	0,87 \pm 0,21	0,86 \pm 0,16	0,90 \pm 0,20	126 \pm 10	36,66 \pm 2,00	19,71 \pm 4,50	43,62 \pm 4,99
Não plégico		0,84 \pm 0,15	0,89 \pm 0,18	127 \pm 13	39,77 \pm 4,57	20,44 \pm 5,82	39,80 \pm 6,79
30% PF							
Plégico	0,67 \pm 0,15	0,79 \pm 0,15	0,72 \pm 0,17	110 \pm 17	39,03 \pm 6,88	23,51 \pm 5,76	37,46 \pm 4,61
Não plégico		0,77 \pm 0,16	0,70 \pm 0,17	110 \pm 17	39,64 \pm 6,51	23,07 \pm 6,78	37,29 \pm 4,21
0% ES							
Plégico	0,41 \pm 0,07	0,59 \pm 0,09	0,40 \pm 0,06	82 \pm 6	30,61 \pm 3,17	43,05 \pm 8,92	26,33 \pm 7,92
Não plégico		0,58 \pm 0,11	0,38 \pm 0,07	79 \pm 5	29,41 \pm 3,42	42,58 \pm 8,31	28,01 \pm 7,62
30% ES							
Plégico	0,41 \pm 0,05	0,56 \pm 0,13	0,37 \pm 0,06	81 \pm 9	30,28 \pm 4,06	36,52 \pm 6,38	33,20 \pm 6,63
Não plégico		0,56 \pm 0,11	0,37 \pm 0,05	80 \pm 9	29,32 \pm 3,43	36,66 \pm 4,51	34,01 \pm 4,65

Resultados

A Tabela 2 apresenta os valores médios (\pm DP) das variáveis descritivas e das variáveis temporais. Com relação à velocidade média de locomoção, a ANOVA indicou diferença para condição, $F_{4,20}=19,33$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram que as crianças andaram mais rapidamente no piso fixo sem o uso do SPPC e com 0% SPPC do que na esteira com 0% e 30% de SPPC. Com relação ao comprimento e velocidade da passada, a MANOVA indicou diferença para condição, Wilk's Lambda=0,15, $F_{8,38}=7,57$, $p<0,001$, não indicou diferença para hemicorpo, Wilk's Lambda=0,37, $F_{2,4}=3,34$, $p>0,05$, nem interação entre condição e hemicorpo, Wilk's Lambda=0,87, $F_{8,38}=0,33$, $p>0,05$. Testes univariados para condição indicaram diferenças para comprimento, $F_{4,20}=21,19$, $p<0,001$, e velocidade, $F_{4,20}=22,99$, $p<0,001$, da passada. Testes *post hoc* indicaram que as crianças andaram com passadas mais longas e mais rápidas no piso fixo sem uso do SPPC e com 0% SPPC do que na esteira com 0% e 30% de SPPC. Com relação à cadência, a ANOVA indicou diferença para condição, $F_{4,20}=29,21$, $p<0,001$, não indicou diferença para hemicorpo, $F_{1,5}=1,84$, $p>0,05$, nem interação entre condição e hemicorpo, $F_{4,20}=0,48$, $p>0,05$. Testes *post hoc* indicaram que as crianças apresentaram cadência mais alta no piso fixo sem uso do SPPC e com 0% de SPPC do que na esteira (0% e 30% de SPPC), e apresentaram cadência mais alta no piso fixo com 30% de SPPC do que na esteira com 30% de SPPC.

Com relação às variáveis temporais, a MANOVA indicou diferença para condição, Wilk's Lambda=0,11, $F_{12,47}=5,31$, $p<0,001$, não indicou diferença para hemicorpo, Wilk's Lambda=0,75, $F_{3,3}=0,80$, $p>0,05$, nem interação entre condição e hemicorpo,

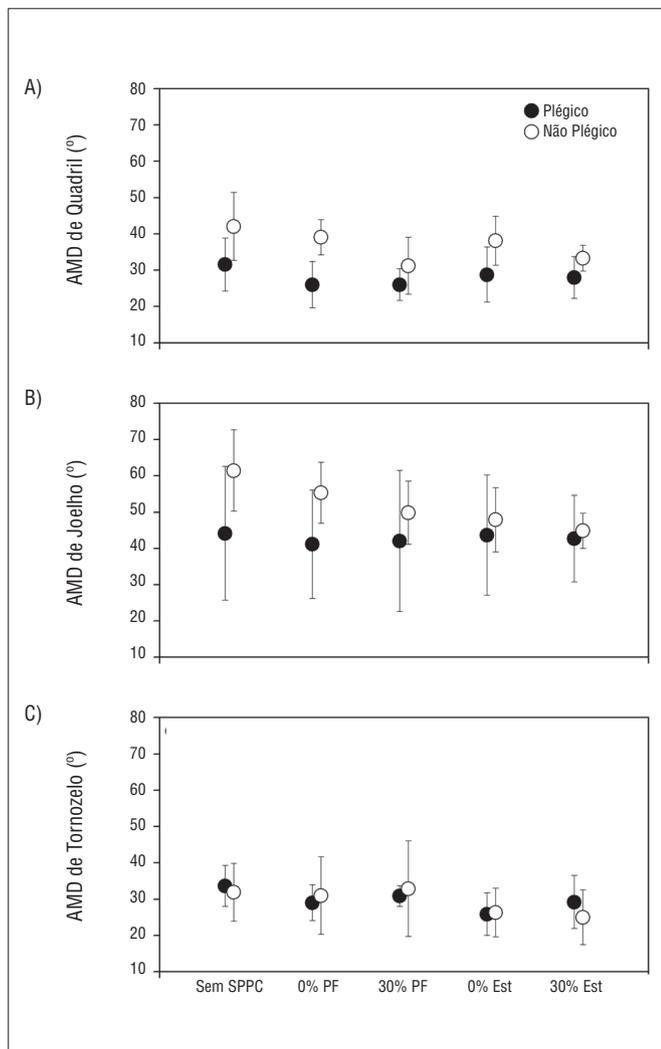


Figura 1. Valores médios (\pm DP) da amplitude de movimento das articulações do quadril, joelho e tornozelo dos hemicorpos plégico e não plégico durante o andar das crianças com PC nas condições experimentais sem o uso do suporte parcial de peso corporal (sem SPPC), com 0% e 30% de SPPC em piso fixo (0% PF, 30% PF, respectivamente), e com 0% e 30% de SPPC em esteira motorizada (0% Est, 30% Est, respectivamente) ($n=6$).

Wilk's Lambda=0,63, $F_{12,47}=0,76$, $p>0,05$. Testes univariados para condição indicaram diferenças para duração do apoio simples, $F_{4,20}=12,84$, $p<0,001$, apoio duplo total, $F_{4,20}=25,57$, $p<0,001$, e balanço, $F_{4,20}=9,33$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram que as crianças apresentaram duração do período de apoio simples maior sem uso do SPPC e com 0% de SPPC em piso fixo do que na esteira, e foi menor no piso fixo com 30% de SPPC do que na esteira com 0% de SPPC. A duração do período de apoio duplo total foi menor no piso fixo sem uso do SPPC e com 0% de SPPC do que na esteira, e foi menor no piso fixo com 30% de SPPC do que na esteira com 0% de SPPC. A duração do período de balanço foi maior no piso fixo sem o uso de SPPC e com 0% de SPPC do que na esteira com 0% de SPPC.

A Figura 1 apresenta média (\pm DP) das ADMs articulares. A MANOVA indicou diferença para condição, Wilk's

Lambda=0,15, $F_{12,47}=4,25$, $p<0,001$, para hemicorpo, Wilk's Lambda=0,05, $F_{3,3}=18,66$, $p<0,05$, e não indicou interação entre condição e hemicorpo, Wilk's Lambda=0,38, $F_{12,47}=1,77$, $p>0,05$. Testes univariados para condição indicaram diferenças para ADM do quadril, $F_{4,20}=5,91$, $p<0,005$, do joelho, $F_{4,20}=3,75$, $p<0,05$, e do tornozelo, $F_{4,20}=3,87$, $p<0,05$. Testes univariados para hemicorpo indicaram diferenças para ADM do quadril, $F_{1,5}=32,64$, $p<0,005$, em que o hemicorpo plégico apresentou menor ADM que o hemicorpo não plégico. Testes *post hoc* para condição indicaram que a ADM do quadril foi maior sem o uso do SPPC do que com 30% de SPPC em piso fixo e não indicaram qualquer diferença para a ADM do joelho e do tornozelo.

Discussão

Este estudo analisou as características espaço-temporais e os ângulos articulares de crianças com PC andando sem SPPC em piso fixo e com 0% e 30% de SPPC em piso fixo e esteira. Poucos estudos verificaram o uso de SPPC em piso fixo^{3,25,27}, sendo que eles investigaram pacientes que sofreram acidente vascular encefálico. O presente estudo foi o primeiro a analisar o andar de crianças com PC com SPPC em piso fixo e a compará-lo ao andar sem o uso do SPPC e com SPPC em esteira. De acordo com os resultados encontrados, as crianças andaram mais rapidamente e apresentaram passadas mais longas e mais rápidas no piso fixo, independentemente do uso ou não do SPPC, do que na esteira. Em termos de ângulos articulares, o quadril foi a única articulação que apresentou diferenças entre os hemicorpos e entre as condições, sendo que o hemicorpo plégico apresentou menor ADM do que o hemicorpo não plégico, e a ADM foi maior na condição sem o uso de SPPC do que com 30% de SPPC em piso fixo.

Em se tratando do tipo de superfície, a maioria das diferenças encontradas para as variáveis espaço-temporais pode ser decorrente das características da esteira e da velocidade em que as crianças andaram nesse tipo de superfície. Por exemplo, o comprimento da esteira pode interferir no comprimento da passada³¹ e, pelo fato de a esteira ser uma superfície móvel, essa superfície é mais instável do que o piso fixo, o que também contribuiu para diminuir comprimento e velocidade da passada³². Por outro lado, a velocidade média de locomoção interfere nas características espaço-temporais do andar³³. Provavelmente, se a velocidade da esteira tivesse sido similar à velocidade em que as crianças andaram no piso fixo, elas não teriam apresentado comprimento e velocidade da passada diferentes entre os dois tipos de superfície. Porém, o fato de essas crianças não estarem habituadas a andar em esteira motorizada contribuiu para não se sentirem confortáveis para andar com uma velocidade mais rápida. Um

outro aspecto relacionado à instabilidade quando se anda na esteira pôde ser conferido com a duração dos períodos de apoio e balanço, que também foram diferentes entre o piso fixo e a esteira. É bem estabelecido que a duração do período de apoio simples indica a capacidade de sustentar o membro³⁴, da mesma forma que a diminuição da duração do apoio duplo indica estabilidade do andar. Pelo fato de a esteira ser uma superfície móvel, as crianças necessitaram permanecer um tempo maior com os dois pés apoiados na superfície de contato durante o ciclo do andar do que quando andaram no piso fixo. Conseqüentemente, elas permaneceram um tempo menor com apenas um pé apoiado na superfície de contato durante o ciclo do andar na esteira do que no piso fixo. Um dos fatores que contribui para aumentar a estabilidade e o equilíbrio é o aumento da base de suporte³⁵ e, no caso deste estudo, as crianças permaneceram um tempo maior com os dois pés apoiados na esteira para garantir maior estabilidade enquanto andavam nessa superfície.

O uso da esteira pode apresentar vantagens e desvantagens quando se pensa em um programa de treinamento do andar para crianças com PC. Em termos de vantagens, a esteira pode ser usada em um espaço pequeno para as crianças andarem; favorece prática repetitiva de ciclos completos do andar, com passos simétricos e consistentes³⁶; o número de repetições por sessão de treinamento de ciclos do andar pode ser elevado, uma vez que a criança deve continuar andando enquanto a esteira estiver em movimento; a velocidade de locomoção pode ser controlada precisamente, possibilitando o aumento da velocidade, à medida que ela se adapta à condição de andar na esteira. Em termos de desvantagens, a esteira apresenta demandas de contexto diferentes daquelas necessárias no piso fixo, principalmente quanto à propulsão e controle do equilíbrio³⁷. Em termos de propulsão, enquanto que para realizar os passos no piso fixo é preciso aplicar força suficiente à superfície de contato para avançar os membros direito e esquerdo à frente alternadamente, na esteira, quando se utiliza algum tipo de suporte externo (e.g. SPPC, barras laterais), a propulsão gerada não precisa necessariamente ser proporcional à velocidade³⁸, sendo possível que o cinto da esteira movimente passivamente os membros sem alterar a ativação muscular¹³. Dessa forma, a criança pode simplesmente elevar e abaixar os membros enquanto o cinto se movimenta. Em termos de controle de equilíbrio, como a esteira é uma superfície móvel, a estratégia utilizada para andar nela pode ser diferente da estratégia adotada para andar no piso fixo para se manter estável. Esse aspecto foi constatado, neste estudo, por meio da variável duração dos períodos de apoio simples e apoio duplo, que foi discutida anteriormente. Essas “desvantagens” podem limitar a transferência das habilidades adquiridas na esteira para o andar em piso fixo³⁷, uma vez que as estratégias adotadas para

andar na esteira durante a intervenção podem não corresponder aos requisitos necessários para se andar no piso fixo, que é o tipo de superfície em que se anda normalmente.

No caso do treinamento do andar de crianças com PC, uma preocupação que se deveria ter é com as condições impostas a essas crianças, possibilitando uma aprendizagem mais efetiva dessa forma de locomoção. E, talvez mais importante, se tais condições facilitarão ou dificultarão a transferência da aprendizagem para o andar nas condições do dia a dia delas. Sendo assim, seria importante comparar o treinamento do andar de crianças com PC nos dois tipos de superfície para verificar as implicações de cada um dos procedimentos na capacidade de locomoção e, conseqüentemente, nas atividades da vida diária dessas crianças.

No que se refere à ADM articular, a ausência de diferenças para as articulações do joelho e tornozelo pode ser decorrente do número reduzido da amostra e da variabilidade entre as crianças, o que pode ser observado pelos altos valores do desvio-padrão (Figura 1b e 1c). O quadril, por outro lado, apresentou menor variabilidade, possivelmente por ser uma articulação mais proximal que joelho e tornozelo, e apresentou diferenças entre os hemisférios plégico e não plégico, sendo que as diferenças encontradas entre as condições podem ser atribuídas ao uso do colete, que pode restringir o movimento dessa articulação^{26,37}.

Por fim, diferenças entre as duas porcentagens de alívio de peso selecionadas para esteira e piso fixo não foram encontradas para a maioria das variáveis investigadas, o que contradiz estudo anterior que investigou o andar com SPPC em piso fixo de pacientes hemiparéticos²⁶. Mais uma vez, este resultado pode ser atribuído ao tamanho reduzido da amostra e à grande variabilidade entre as crianças. Até o momento, para nosso conhecimento, não há qualquer estudo publicado que tenha investigado o andar com diferentes porcentagens de alívio de peso em crianças com PC. Para estudos futuros, é importante investigar um número maior de crianças com PC, principalmente devido à grande variabilidade que há no tipo de lesão encefálica nessas crianças.

Este estudo demonstrou que é possível utilizar sistemas de SPPC em piso fixo e em esteira em crianças com PC hemiplégica espástica, e que as principais diferenças podem ser observadas entre os tipos de superfície. Por ser o primeiro estudo que investigou o uso de SPPC em piso fixo e diferentes porcentagens de alívio de peso, algumas limitações podem ser apontadas. Por exemplo, a não aleatorização dos tipos de superfície, o tempo de familiarização com as condições experimentais que poderia ter sido maior, a velocidade da esteira que foi diferente da velocidade adotada para andar no piso fixo, o tamanho reduzido da amostra, entre outras. Participaram, deste estudo, apenas crianças que eram capazes de deambular independentemente, porém, elas apresentaram

grande variabilidade na execução da tarefa nas diferentes condições experimentais. Estudos futuros com um número maior de crianças, com diferentes tipos de PC e maior comprometimento na locomoção devem ser realizados, além de outras características do andar serem consideradas para análise. Ainda, estudos que investiguem os efeitos de treinamento do andar nos dois tipos de superfície devem ser realizados para esclarecer se sistemas de SPPC são efetivos per se ou se é a combinação entre o sistema e o tipo de superfície que favorece a melhora no andar de crianças com PC.

Agradecimentos

À Paula Hentschel Lobo da Costa, por disponibilizar o LABAT para aquisição dos dados; a Diogo Costa Garção, pelo auxílio na seleção das crianças; a Catarina de Oliveira Sousa e André Rocha Viana, pelo auxílio nas coletas de dados; ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), processos 119254/2009-3 e 121626/2009-1 (bolsas de iniciação científica), e aos responsáveis legais das crianças que participaram do estudo.

Referências bibliográficas

1. Therlaked AJ, Cooper LD, Monger BP, Craven AN, Haupt HG. Temporospatial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. *Gait Posture*. 2003;17(3):235-45.
2. Lindquist AR, Prado CL, Barros RM, Mattioli R, da Costa PH, Salvini TF. Gait training combining partial body-weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on poststroke gait. *Phys Ther*. 2007;87(9):1144-54.
3. Lamontagne A, Fung J. Faster is better: implications for speed-intensive gait training after stroke. *Stroke*. 2004;35(11):2543-8.
4. McNevin NH, Coraci L, Schafer J. Gait in adolescent cerebral palsy: the effect of partial unweighting. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(4):525-8.
5. Provost B, Dieruf K, Burtner PA, Phillips JP, Bernitsky-Beddingfield A, Sullivan KJ, et al. Endurance and gait in children with cerebral palsy after intensive body weight-supported treadmill training. *Pediatr Phys Ther*. 2007;19(1):2-10.
6. Richards CL, Malouin F, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Bouchard JP, Brunet D. Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993;74(3):612-20.
7. Carr JH, Shepherd RB. *Neurological rehabilitation: optimizing motor performance*. Oxford: Butterworth-Heinemann; 1998.
8. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1998;13(6):434-40.
9. Stolze H, Kuitz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Johnk K, Deuschl G, et al. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1997;105(6):490-7.
10. Lee SJ, Hidler J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol*. 2008;104(3):747-55.
11. Warabi T, Kato M, Kiriyama K, Yoshida T, Kobayashi N. Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. *Neurosci Res*. 2005;53(3):343-8.
12. Bayat R, Barbeau H, Lamontagne A. Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2005;19(2):115-24.
13. Harris-Love ML, Macko RF, Whitall J, Forrester LW. Improved hemiparetic muscle activation in treadmill versus overground walking. *Neurorehabil Neural Repair*. 2004;18(3):154-60.
14. Wass E, Taylor N, Matsas A. Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait Posture*. 2005;21(1):72-9.
15. Matsas A, Taylor N, McBurney H. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture*. 2000;11(1):46-53.
16. Shepherd R, Carr J. Treadmill walking in neurorehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*. 1999;13:171-3.
17. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*. 2007;109:8-14.
18. Shindl MR, Forstner C, Kern H, Hesse S. Treadmill training with partial body weight support in nonambulatory patients with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(3):301-6.
19. Dodd KJ, Foley S. Partial body-weight-supported treadmill training can improve walking in children with cerebral palsy: a clinical controlled trial. *Dev Med Child Neurol*. 2007;49(2):101-5.
20. Beard L, Harrow C, Bothner K. The effect of body weight support treadmill training on gait function in cerebral palsy: two case studies. *Pediatr Phys Ther*. 2005;17(1):72.
21. Begnoche D, Sanders E, Pitetti KH. Effect of an intensive physical therapy program with partial body weight treadmill training on a 2 year-old child with spastic quadriplegic cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther*. 2005;17(1):73.
22. Sanders E, Begnoche D, Pitetti KH. Effect of an intensive physical therapy program with partial body weight treadmill training on a 9 year-old child with spastic diplegic cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther*. 2005;17(1):82.
23. Dannemiller L, Heriza C, Burtner P, Gutierrez T. Partial weight bearing treadmill training in the home with young children with cerebral palsy: a study of feasibility and motor outcomes. *Pediatr Phys Ther*. 2005;17(1):77-8.
24. Russell DJ, Rosenbaum P, Cadman DT, Gowland C, Hardy S, Jarvis S. The gross motor function measure: a means to evaluate the effects of physical therapy. *Dev Med Child Neurol*. 1989;31(3):341-52.
25. Barbeau H, Lamontagne A, Ladouceur M, Mercier I, Fung J. Optimizing locomotor function with body weight support training and functional electrical stimulation. In: Latash ML, Levin MF, editors. *Progress in motor control*. Champaign: Human Kinetics; 2004. p. 237-51.
26. Sousa CO, Barela JA, Prado-Medeiros CL, Salvini TF, Barela AM. The use of body weight support on ground level: an alternative strategy for gait training of individuals with stroke. 2009;6:43.
27. Sousa CO. *Estudo da marcha com suporte parcial de peso corporal em piso fixo em pacientes hemiparéticos [dissertação]*. São Carlos (SP): Universidade Federal de São Carlos; 2009.
28. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Developmental and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 1997;39(4):214-23.
29. Mancini MC. *Inventário de avaliação pediátrica de incapacidade (PEDI): manual da versão brasileira adaptada*. Belo Horizonte: UFMG; 2005.
30. Ashworth B. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner*. 1964;192:540-2.
31. Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, Gardner GM, Mollinger LA. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J Appl Physiol*. 1985;59(1):87-91.
32. Bunterngchit Y, Lockhart T, Woldstad JC, Smith JL. Age related effects of transitional floor surfaces and obstruction of view on gait characteristics related to slips and falls. *Int J Ind Ergon*. 2000;25(3):223-32.
33. Winter DA. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly, and pathological*. 2ª Ed. Waterloo: University of Waterloo Press; 1991.
34. Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Throfare: Slack Incorporated; 1992.
35. McGinnis PM. *Biomecânica do esporte e do exercício*. Porto Alegre: Artmed; 2002.
36. Harris-Love ML, Forrester LW, Macko RF, Silver KH, Smith GV. Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. *Neurorehabil Neural Repair*. 2001;15(2):105-12.
37. Norman KE, Pepin A, Ladouceur M, Barbeau H. A treadmill apparatus and harness support for evaluation and rehabilitation of gait. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995;76(8):772-8.
38. Goldberg EJ, Kautz SA, Neptune RR. Can treadmill walking be used to assess propulsion generation? *J Biomech*. 2008;41(8):1805-8.