

Artigo original

Exame quali-quantitativo da marcha de pacientes paralisados cerebrais diplégicos espásticos

A quali-quantitative gait analysis in spastic diplegia in cerebral palsy patients

Igor Carvalho, M.Sc.*, Jomilto Praxedes, M.Sc.*, Gustavo Leporace, M.Sc.*, Fabrício Cardoso, M.Sc.**,
Heron Beresford, D.Sc.***, Luiz Alberto Batista, D.Sc.****

.....
*Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (IEFD / UERJ), **Programa de Neurobiologia, Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho (IBCCF/UFRJ), ***Coordenador do Laboratório de Temas Filosóficos em Conhecimento Aplicado, IEFD, UERJ, ****Coordenador do Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (IEFD/UERJ)

Resumo

O paralisado cerebral manifesta variabilidade no comportamento da marcha, demandando um exame individualizado e instrumentado. O exame biomecânico da marcha em laboratório, embora de comprovada eficiência, tem sua utilização afastada na prática clínica das instituições de pequeno e médio porte, em função do alto custo operacional destes sistemas. O objetivo deste estudo foi investigar a exequibilidade de um sistema de análise de marcha de baixo custo, para o exame da marcha de crianças com PC. Foram examinados 3 indivíduos com 12 anos de idade, diagnosticados com paralisia cerebral dipléica espástica. Para a coleta das imagens utilizou-se uma câmera de vídeo comercial. Elaborou-se um modelo corporal de 6 pontos, sendo utilizados marcadores passivos e reflexivos para determinar as extremidades dos segmentos da cadeia biocinémica dos membros inferiores. As imagens foram processadas por meio do *software* Skillspector 1.2.4. Obtivemos resultados similares aos descritos na literatura, principalmente para as variáveis espaço-temporais, e o uso do instrumento na prática mostrou-se viável. O sistema apresentou boa relação custo-benefício e demonstrou qualidade técnica suficiente, embora demande maior tempo de obtenção e processamento dos dados que os sistemas mais robustos e de maior custo. Apesar dos pontos fracos a serem melhorados, a incorporação da estratégia descrita na prática terapêutica pode contribuir com um melhor atendimento ao paciente.

Palavras-chave: paralisia cerebral, análise da marcha, exequibilidade, baixo custo.

Abstract

Individuals with cerebral palsy (CP) express a gait pattern highly variable, demanding an individualized and instrumented test. Biomechanical gait test in laboratory has its use in clinical practice away from small to medium institutions, due to the high operational cost of these systems. The aim of this study was to investigate the feasibility of a low cost gait analysis system to test the walking of children with cerebral palsy. Three individuals with spastic diplegia were tested. For image capture, a commercial video camera was used. A lower limb body segment model, composed by 6 points, was developed and passive reflexive markers used to estimate the sagittal plane center of rotation of lower limbs. The images were processed by the software Skillspector 1.2.4. We found similar results with those presented in the literature, mainly for spatial-temporal variables and the use of the instrument showed feasible. The system showed a good cost-benefit relationship and showed technical quality, although it requires more time to acquire and process the data than gold standard motion analysis systems. Despite the weakness discussed, incorporation of the strategy described above into the therapeutic assessment can contribute to a better patient care.

Key-words: spastic diplegia, gait analysis, feasibility, low cost.

Recebido em 28 de junho de 2012; aceito em 28 de fevereiro de 2013.

Endereço de correspondência: Igor da Silveira Carvalho, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Educação Física e Desportos, Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor, Ginásio de Esportes Av. São Francisco Xavier, 524, 20550-900 Rio de Janeiro RJ igorscarvalho0@gmail.com, igorscarvalho@oi.com.br

Introdução

A Paralisia Cerebral (PC) é considerada a causa mais comum de incapacidade física em crianças [1-3], sendo a diplegia espástica o padrão motor mais comumente encontrado [4]. A PC é definida como um grupo de desordens permanentes no desenvolvimento do movimento e da postura corporal, causando importantes limitações motoras. Essas são atribuídas a um distúrbio não progressivo que acomete o encéfalo ainda durante o desenvolvimento fetal e que pode perdurar até determinado momento da infância [5].

No paralisado cerebral, o comprometimento motor é derivado de uma série de deficiências, incluindo perda do controle motor seletivo, diminuição na capacidade muscular de geração de força, comprometimento na capacidade de manter o equilíbrio corporal, diminuição das reações posturais e espasticidade muscular [6-10]. Dentre outras consequências, as unidades músculo-tendíneas apresentam-se frequentemente tensionadas, contribuindo para um mau alinhamento dos membros inferiores, o que tende a ocasionar quadros de disfunção na marcha [11,12].

Crianças com diplegia espástica, devido à espasticidade muscular, habitualmente apresentam um comportamento cinemático de deambulação diferente daquele manifestado por indivíduos hígidos. Além de apresentarem uma marcha caracterizada por uma modificação na etapa de primeiro contato do pé com o solo, pois o calcanhar tende a manter-se elevado por todo o tempo [6,12,13], as crianças com PC diplérgica espástica mostram um comportamento de marcha de considerável variabilidade em outros aspectos [14,15], o que demanda um exame individualizado e, de preferência, instrumentalizado [16].

Faz-se necessário, portanto, identificar as alterações da marcha de crianças com paralisia cerebral, assim como suas prováveis causas, para que seja possível delinear um melhor planejamento das estratégias de intervenção terapêutica [17-19]. Nesse sentido, o uso da análise biomecânica da marcha é justificável, uma vez que a mesma possibilita, a partir dos resultados, decidir pelo uso de tratamentos mais adequados além de também viabilizar a monitoração mais precisa da evolução do quadro [20]. De fato, o exame biomecânico da marcha em laboratório, seja ele cinemático ou cinético, tem se mostrado uma eficiente ferramenta tanto para o estabelecimento de diagnósticos individuais mais precisos dos pacientes quanto para a avaliação do impacto das terapêuticas utilizadas [12].

Embora ainda haja muito a ser investigado sobre o tema, a biomecânica da marcha humana é, atualmente, objeto de estudo de um considerável número de cientistas. No geral, constituem pesquisas realizadas em instituições de grande porte, em alguns casos, patrocinadas por agências de fomento particulares ou governamentais [21-24]. Nesses contextos, são utilizados, nas análises cinemáticas de marcha, *softwares* comerciais robustos e câmeras de alto desempenho, o que demanda alto custo operacional e distancia essa instrumentação da prática clínica [25], notadamente, na realidade brasileira.

Em instituições de pequeno e médio porte, a implementação de sistemas de análise de movimento é inviável, devido ao alto custo dos equipamentos necessários. Afasta, por conseguinte, o uso de recursos técnico-científicos tanto da avaliação quanto da intervenção fisioterapêutica cotidiana.

Felizmente esse quadro tende a se modificar, uma vez que recentemente diferentes recursos têm sido disponibilizados a um maior número de potenciais usuários. Esse é o caso do *software freeware Skillspector 1.2.4*, que consiste em uma opção possível de ser utilizada na análise cinemática de condutas motoras, o qual já foi validado para alguns casos de exame biomecânico da marcha [26,27]. Muito próximo de ser um equivalente dos sistemas de análise de movimento corporal de alto desempenho, esse software tem a vantagem de ser de baixo custo. Se incorporado corretamente a um sistema de análise, possibilita o mesmo a ser mais facilmente difundido na prática clínica cotidiana, mesmo em contextos nos quais os recursos financeiros destinados ao cuidado da saúde das pessoas sejam escassos.

Assim sendo, em termos potenciais, tecnologias desse tipo podem ser úteis no atendimento da criança com paralisia cerebral, sendo necessário conhecerem suas qualidades como instrumento de medida e de obtenção de dados. O primeiro passo nesse sentido consiste em verificar se, efetivamente, tal procedimento pode ser utilizado em indivíduos da referida população.

Neste estudo exploratório, objetivamos investigar a exequibilidade de um sistema de análise de marcha de baixo custo, baseado no uso do *software Skillspector 1.2.4*, para o exame da marcha de crianças com PC. Além disso, identificar pontos fracos a serem melhorados com vistas a alcançar-se um estágio de pleno emprego do mesmo na prática clínica.

Material e métodos

Casuística

Contribuíram com a realização deste estudo três crianças de 12 anos de idade, do gênero masculino, com paralisia cerebral do tipo diplérgica espástica, que realizam tratamento no Centro de Equoterapia e Reabilitação da Vila Militar - Rio de Janeiro (CERVIM- RJ). Esta pesquisa foi submetida ao Comitê de Ética em Pesquisa, envolvendo Seres Humanos da Universidade Castelo Branco (UCB/RJ) e aprovada sob protocolo nº 0188/2008 UCB/VREPGPE/COMEP/PROCIMH, sendo os dados coletados nas dependências do Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (LaBiCoM) na Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ). Todos os responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, autorizando a participação de seus dependentes e publicação dos resultados obtidos.

Procedimentos da análise da marcha

Na coleta de imagens, foi utilizada uma câmera de vídeo comercial da marca JVC, modelo GR-AX817, operando

a uma frequência de captura de 25 Hz, o que possibilitou a captura de 50 quadros por segundo no modo de análise entrelaçado. Para avaliação do comportamento cinemático das articulações dos membros inferiores no plano sagital, a câmera foi posicionada de forma que seu eixo óptico incidisse perpendicularmente ao plano sagital de deslocamento dos examinados, a uma distância de 3 metros do mesmo, no centro da distância total de deslocamento.

Utilizou-se uma representação esquemática de 6 pontos para reprodução dos membros inferiores, o que, no caso da videometria, entende-se como modelo da estrutura a ser analisada. Para a elaboração desse modelo, foram identificados os componentes da cadeia biocinemática dos membros inferiores por meio de marcadores passivos e reflexivos fixados nas seguintes regiões anatômicas dos testados: eixos de movimento dos quadris, joelhos, tornozelos, nos calcânhares e também nas extremidades dos pés. Os referidos marcadores foram posicionados a saber: quadril, crista ilíaca e 0,3 cm distal da epífise trocanteriana; joelho, 2,6 cm proximal da linha articular do joelho; tornozelo, 1,3 cm distal do maléolo tibial; calcânhar, parte posterior do calcâneo; pé, cabeça do 5º metatarso [28]. De forma a aumentar o contraste entre marcadores e ambiente, o fundo do espaço de captura foi recoberto com tecido opaco de cor preta simulando um fundo infinito.

Do ponto de vista processual, os marcadores devem ser grandes o suficiente para serem vistos na imagem e pequenos o suficiente para não comprometerem a precisão no ato de digitalização manual. Neste estudo, foram utilizados marcadores de 25 mm de diâmetro modelo LaBiCoM/mr25°, fixados em um círculo negro de PVC de 5 mm de espessura, desenvolvido no LaBiCoM/UERJ. Esse tipo de marcador possibilita a redução da quantidade de luz incidente na lente da câmera, permitindo que as capturas de imagens sejam realizadas em ambiente com claridade natural.

A qualidade do processo de calibragem de um sistema de registro de imagem constitui ação de fundamental importância, uma vez ser determinante que, durante o processamento das informações, a proporcionalidade das dimensões corporais nas imagens capturadas seja mantida. No presente trabalho, para a realização da calibragem, foi utilizada uma estrutura com quatro pontos não colineares dispostos nas extremidades de um quadrilátero com lados iguais (50 cm), confeccionado com hastes de alumínio, posicionado no espaço de execução, em paralela ao plano de captura.

Já os indivíduos, trajando apenas sunga, foram orientados a realizar a marcha habitual em velocidade confortável, sobre uma pista de 10 metros de comprimento e 1,5 m de largura, disposta em piso plano, regular e horizontal. No que diz respeito à familiarização quanto ao exame, os participantes caminharam sobre a pista de teste completando 6 voltas [29,30]. Foi utilizado 1 ciclo da marcha realizado nos 6 metros centrais da pista, de forma a evitar o efeito retroativo introduzido por possíveis acelerações de valor importante presentes no início e final do percurso.

Quanto às imagens, estas foram processadas por meio do *software* Skillspector versão 1.2.4 que permitiu a digitalização manual das coordenadas dos pontos de interesse em cada quadro e posterior processamento das informações.

Na descrição dos componentes temporais, espaciais e espaço-temporais da marcha, foi adotada a terminologia proposta por Perry [31], sendo utilizados os seguintes eventos: tempo de apoio, tempo de balanço, duração do ciclo da marcha, frequência de passada, velocidade da marcha, comprimento do passo, comprimento da passada e variação angular, no plano sagital, das articulações do quadril, joelho, tornozelo, sendo a descrição da marcha de cada criança apresentada em separado.

A exequibilidade do sistema de análise em questão foi examinada por meio da comparação dos dados obtidos com aqueles dispostos na literatura.

Resultados

Os dados cinemáticos das articulações do quadril, joelho e tornozelo direito no plano sagital da criança 1 estão expressos na Figura 1. No contato inicial, o quadril está flexionado a 34,4°, o joelho flexionado a 40,3° e o tornozelo 15,6° de extensão. O apoio terminal ocorre aos 53,1% do ciclo, coincidindo com o pico de extensão do quadril, que está flexionado a 15,3°. Ainda no apoio terminal, o joelho está flexionado a 46,9° e o tornozelo estendido a 1,6°. O balanço inicial ocorre aos 68,7% do ciclo. Neste momento, o quadril está flexionado a 26,9°, o joelho flexionado a 73,5° e o tornozelo estendido a 15,4°. O fim do balanço terminal ocorre aos 96,8% do ciclo com o quadril flexionado a 40,6°, o joelho flexionado a 41,8° e o tornozelo estendido a com 12,1°.

A variação angular do quadril, joelho e tornozelo esquerdo no plano sagital da criança 1 está representada na Figura 1. Durante este ciclo, a criança 1 apresentou, no contato inicial, o quadril flexionado a 29,7°, o joelho flexionado a 40,5°, enquanto o tornozelo estendido a 11,6°. O apoio terminal ocorre aos 51,6% do ciclo, o quadril está estendido a 15,3°, o joelho, neste instante, flexionado a 43,6° e o tornozelo estendido a 15,3°. O início do balanço inicial ocorre aos 68,7% e, nesse instante, o quadril está flexionado a 22,4°, o joelho flexionado a 58,7° e coincide com o pico de extensão do tornozelo, que é de 42,2°. Ao final do balanço terminal, que ocorre aos 96,8% do ciclo, o quadril está flexionado a 38,3°, o joelho flexionado a 42,7° e o tornozelo estendido a 18,6°.

Analisando o membro inferior direito, durante o ciclo da marcha da criança 2 (Figura 2), observou-se que, no contato inicial, o quadril está flexionado a 45,3°, o joelho flexionado a 41,5° e o tornozelo estendido a 5,9°. O apoio terminal ocorre aos 52,9% do ciclo quando o quadril está posicionado em 21,6° de flexão, o joelho flexionado a 69,2° e o tornozelo estendido a 8,2°. O balanço inicial ocorre aos 67,6% do ciclo, coincidindo com o pico de extensão do tornozelo que é de 24,2°, o quadril está flexionado a 28,0°, joelho flexionado a 74,1°. O final do balanço terminal ocorre aos 97% do ciclo

com o quadril flexionado a $46,5^\circ$, o joelho flexionado a $42,9^\circ$ e o tornozelo estendido a $10,3^\circ$.

Figura 1 - Variação angular das articulações da cadeia cinemática dos membros inferiores da criança 1 no decurso da marcha.

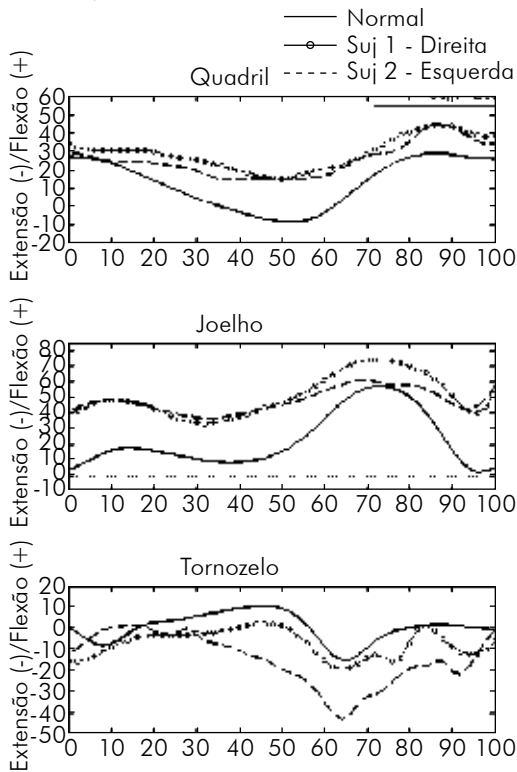
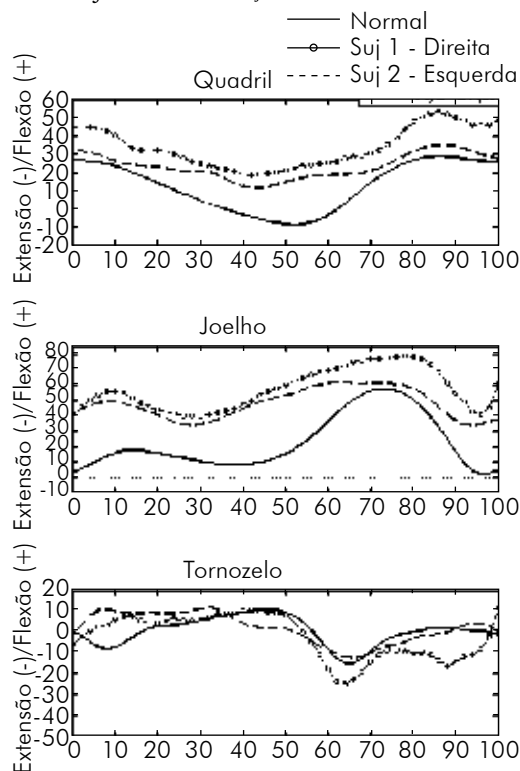


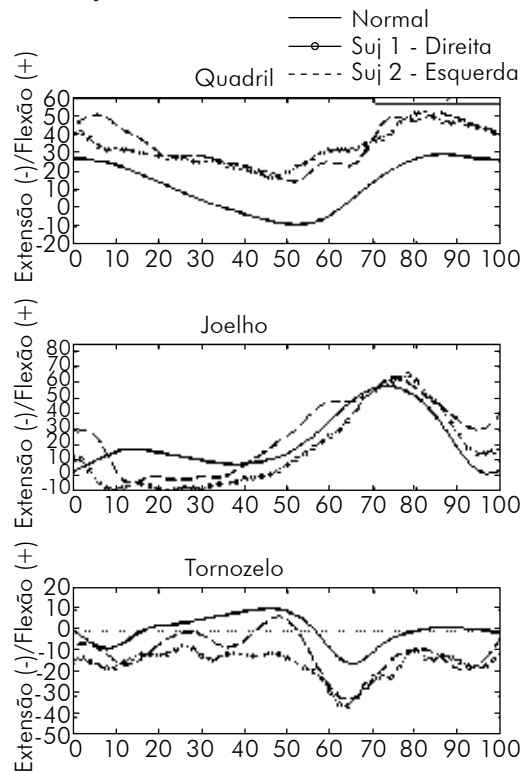
Figura 2 - Variação angular das articulações da cadeia cinemática dos membros inferiores da criança 2 no decurso da marcha.



No que diz respeito à variação angular do membro inferior esquerdo da criança 2 (Figura 2), o contato inicial aponta uma angulação de $33,1^\circ$ de flexão para o quadril, $43,6^\circ$ de flexão para o joelho e $0,9^\circ$ de extensão para o tornozelo. O apoio terminal acontece aos $48,4\%$ do ciclo com o quadril flexionado a $11,8^\circ$, o joelho flexionado a $50,3^\circ$ e o tornozelo estendido a $2,1^\circ$. O balanço inicial ocorre aos $66,6\%$ com o quadril flexionado a 19° e coincide com o pico máximo de flexão de joelho que é $61,5\%$. O fim do balanço terminal aparece aos $96,9\%$ do ciclo com o quadril em $31,7^\circ$ de flexão, o joelho flexionado a $33,8^\circ$ e o tornozelo estendido a $4,1^\circ$.

O contato inicial do membro inferior direito da criança 3 (Figura 3) dá-se com o quadril flexionado a 41° , o joelho flexionado a $12,6^\circ$ e o tornozelo estendido a $14,2^\circ$. O apoio terminal acontece aos $51,3\%$ do ciclo com o quadril flexionado a 18° , o joelho flexionado a $5,7^\circ$ e o tornozelo estendido a $10,9^\circ$. O balanço inicial ocorre aos $75,6\%$ do ciclo com o quadril flexionado a $34,6^\circ$, o joelho flexionado a $49,6^\circ$ e o tornozelo estendido a $26,1^\circ$. O final do balanço terminal ocorre aos $97,2\%$ com o quadril flexionado a $43,8^\circ$, o joelho flexionado a $15,1^\circ$ e o tornozelo estendido a $16,7^\circ$.

Figura 3 - Variação angular das articulações da cadeia cinemática dos membros inferiores da criança 3 no decurso da marcha.



O contato inicial do membro inferior esquerdo da criança 3 (Figura 3) dá-se com o quadril flexionado a 44° , o joelho flexionado a $27,2^\circ$ e o tornozelo estendido a $6,4^\circ$. O apoio terminal ocorre aos $51,5\%$ com o quadril flexionado a $16,8^\circ$, o joelho flexionado a $23,4^\circ$, coincidindo com o pico de ex-

tensão do tornozelo com $7,2^\circ$. O balanço inicial ocorre aos 69,6% do ciclo quando o quadril está flexionado a $26,1^\circ$, o joelho flexionado a 49° e o tornozelo estendido a $29,8^\circ$. Ao final do balanço terminal, que ocorre aos 96,9% do ciclo, o quadril está flexionado a $44,6^\circ$, o joelho flexionado a 30° e o tornozelo estendido a 16° .

Discussão

Este estudo piloto teve como propósito verificar a exequibilidade de aplicação de uma análise de marcha instrumentada em crianças diplégicas espásticas na prática clínica, estimando a validade e a praticabilidade administrativa de sua utilização.

Para que a validade do sistema fosse comprovada, comparamos os resultados obtidos neste estudo com os apresentados em estudos da mesma natureza que utilizam outros sistemas de análise videogramétrica em três dimensões, no qual o custo é elevado e a validade já demonstrada.

Acerca da variação angular das articulações da cadeia cinemática dos membros inferiores analisados, no contato inicial, Toro *et al.* [32] identificaram, em estudo, uma média de $29,8^\circ \pm 4,84^\circ$ para flexão do quadril e Redekop *et al.* [33] média de $30,5^\circ \pm 9,1^\circ$. Estes achados estão em acordo com os resultados apresentados pelas crianças 1 e 2 com o quadril esquerdo.

Em relação ao joelho, ainda no contato inicial, Toro *et al.* [32] observaram uma média de $48,49^\circ \pm 7,44^\circ$ de flexão do joelho. Em nosso estudo, as crianças 1 e 2 apresentaram resultados similares ao estudo citado, ao passo que, na criança 3, observaram-se valores menores, os quais estão de acordo com os apresentados por Carriero *et al.* [24], que identificaram média de $20,90^\circ \pm 17,82^\circ$ para a flexão do joelho.

Observando a variação angular do tornozelo, nenhuma das crianças analisadas apresentou resultados similares aos das pesquisas que serviram de orientação para este estudo. A diferença observada pode ser oriunda do tipo de tecnologia utilizada por nós ou das características morfológicas dos paralisados cerebrais que fizeram parte deste estudo. Devido ao desenho de investigação e aos propósitos perspectivados para esta pesquisa, não nos foi possível estimar qual das duas causas aludidas é, provavelmente, a mais importante.

No que diz respeito aos valores máximos de deslocamento, Toro *et al.* [32] encontraram pico de $35,68^\circ \pm 6,41$ para a flexão do quadril. A criança 2 do presente estudo apresentou $35,1^\circ$ no quadril esquerdo. Para a flexão do joelho, Toro *et al.* [32] identificaram pico de $64,32^\circ \pm 5,31^\circ$, Carriero *et al.* [24] $59,77^\circ \pm 8,66^\circ$. Na presente pesquisa, as crianças 1 e 2 apresentaram resultados semelhantes para o joelho esquerdo e a criança 3 em ambos os membros analisados. Em relação ao pico de extensão do tornozelo, Toro *et al.* [32] observaram média de $9,58^\circ \pm 5,9^\circ$ e, em nosso estudo, os valores obtidos pelas crianças 2 e 3 são correspondentes à literatura.

Observando o balanço terminal, Cooney *et al.* [21] identificaram o joelho em $25^\circ \pm 5,7^\circ$ de flexão e em nosso estudo somente a criança 3 apresentou resultados de acordo com os autores.

No que diz respeito aos valores espaço-temporais, Mackey *et al.* [34] observaram uma média de 49 ± 12 cm, Carriero *et al.* [24] 48 ± 12 cm e Prosser *et al.* [35] 55 ± 12 cm para o comprimento do passo. Em nosso estudo, os resultados de todos os membros analisados estão de acordo com os autores, como mostra a Tabela 2.

Em relação ao comprimento da passada, Steinwender *et al.* [36] encontraram média de $94,6 \pm 11$ cm, Cooney [21] $90,8 \pm 14$ cm, Mackey *et al.* [34] 98 ± 13 cm e Carriero *et al.* [24] 96 ± 24 cm. Nesta pesquisa, os dados coletados referentes a esta variável estão de acordo com a literatura.

Referente à cadência do passo, Carriero *et al.* [24] observaram $133,3 \pm 17,7$ passos por minuto, contudo apenas a criança 1 obteve resultados de acordo com a literatura.

Em relação à velocidade da marcha, Cooney [21] encontrou $9,59 \pm 1,9$ m/s, Carriero *et al.* [24] $1,07 \pm 0,3$ m/s. No presente estudo, a maioria dos dados referente aos membros analisados corrobora os achados dos autores citados, exceto para o membro inferior direito das crianças 2 e 3.

No que diz respeito à variação angular das articulações analisadas, para alguns eventos, os valores encontrados não são exatamente iguais àqueles dispostos na literatura. Constatamos, entretanto, que estudos nos quais foram utilizados sistemas mais robustos também produziram valores discrepantes entre si. Em relação às variáveis temporais, tempo de apoio, porcentagem de apoio em relação ao tempo total de

Tabela I - Parâmetros espaço-temporais da marcha dos três indivíduos.

	Criança 1		Criança 2		Criança 3	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Fase de apoio (segundos)	0,71	0,67	0,78	0,77	0,91	0,84
Fase de balanço (segundos)	0,30	0,34	0,37	0,37	0,30	0,34
% Fase de apoio	70,30	66,34	67,83	67,54	75,21	71,19
% Fase de balanço	29,70	33,66	32,17	32,46	24,79	28,81
Duração do ciclo (segundos)	1,01	1,01	1,15	1,14	1,21	1,18
Comprimento da passada (cm)	98	110	87	88	85	103
Comprimento do passo (cm)	53	45	49	50	40	45
Frequência do passo (passos p/ minuto)	118,81	118,81	104,35	105,26	99,17	101,69
Velocidade da Marcha (m/s)	0,97	1,08	0,75	0,77	0,70	0,87

ciclo, tempo de balanço e porcentagem de balanço em relação ao tempo total de ciclo, não constatamos dados compatíveis com os poucos valores dispostos na literatura. Por não serem variáveis usualmente investigadas, não foi possível, por comparação, verificar se a discrepância de valores originou-se dos diferentes tipos de instrumentos utilizados. No que tange as variáveis espaciais, comprimento do passo e comprimento da passada, assim como as espaço-temporais, velocidade da marcha, cadência do passo, os resultados obtidos mostraram-se em acordo com os recorrentes na literatura. Assim sendo, neste estudo, de caráter piloto, pôde-se observar que, de uma forma geral, o procedimento utilizado permitiu obter resultados semelhantes aos, atualmente, relatados na literatura.

O instrumento de análise de marcha utilizado neste estudo mostrou-se acessível e de relativo baixo custo, uma vez que foi utilizada uma câmera de vídeo comercial para a captura das imagens e um *software* de captura e processamento que é obtido gratuitamente na internet, diferente dos sistemas usualmente utilizados em pesquisas, geralmente de alto custo.

Conclusão

O sistema de análise da marcha examinado neste estudo apresentou uma boa relação custo-benefício e demonstrou qualidade técnica suficientemente adequada à mensuração de variáveis cinemáticas da marcha de crianças paralisadas cerebrais diplégicas. Assim sendo, sua utilização na prática clínica pode contribuir positivamente com o cumprimento das etapas de avaliação, planejamento e execução de intervenção terapêutica de forma mais precisa e científica, além de viabilizar o registro documental dos estados da marcha dos pacientes nos diferentes momentos do processo terapêutico.

Infelizmente ele demanda maior tempo de obtenção e processamento dos dados que outros sistemas, mais robustos e mais caros, utilizados na análise de marcha, decorrente de seu baixo grau de automação. No entanto, tal deficiência pode ser atenuada por meio de rigoroso treinamento dos técnicos que irão operar o sistema, notadamente na etapa de digitalização dos marcadores. No que diz respeito ao *n* amostral reduzido, este configura como uma limitação deste estudo.

Apesar dos pontos fracos apontados, a incorporação da estratégia descrita na prática terapêutica tem, a nosso ver, o mérito de permitir um melhor atendimento ao paciente, além de possibilitar o treinamento de fisioterapeutas no uso operacional da análise de marcha como procedimento corrente na prática clínica. Perspectivamos também que o uso constante da mesma na prática clínica desencadeará a necessidade da melhora operacional de todo o sistema.

Referências

1. Pakula AT, Braun K, Yeargin-Allsopp M. Cerebral Palsy: Classification and Epidemiology. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2009;20:425-52.
2. Bax MC, Flodmark O, Tydeman C. Definition and classification of cerebral palsy. From syndrome toward disease. *Dev Med Child Neurol Suppl* 2007;109:39-41.
3. Ubhi T, Bhakta BB, Ives HL, Allgar V, Roussounis SH. Randomized double blind placebo controlled trial of the effect of botulinum toxin on walking in cerebral palsy. *Arch Dis Child* 2000;83(6):481-87.
4. Blair E, Stanley F. Issues In the classification and epidemiology of cerebral palsy. *Mental Retard Devel Disab Res Rev* 1997;3:184-93.
5. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Bax M, Damiano D, Dan B, Jacobsson B. A report: The definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med and Child Neurol Suppl* 2007;109:8-14.
6. Gage JR. *Gait analysis in cerebral palsy*. New York: Mac Keith; 1991.
7. van der Krogt MM, Doorenbosch CA, Becher JG, Harlaar J. Walking speed modifies spasticity effects in gastrocnemius and soleus in cerebral palsy gait. *Clin Biomech* 2009;24:422-28.
8. Massaad F, Dierick F, van den Hecke A. Influence of gait pattern on the body's centre of mass displacement in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2004;46:674-80.
9. Bell KJ, Öunpuu S, DeLuca PA, Romness MJ. Natural progression of gait in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2002;22:677-82.
10. Rose J, McGill KC. The motor-unit in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1998; 40:270-7.
11. Baddar A, Giwnata K, Damiano DL, Carmines DV, Blanco JS, Abel MF. Ankle and knee in patients with spastic diplegia: effects of gastrocnemius soleus lengthening. *J Bone Joint Surg* 2002;84:736-44.
12. Novacheck TF, Gage, JR. Orthopedic management of spasticity in cerebral palsy. *Childs Nerv Syst* 2007;23:1015-31.
13. Sutherland DH, Davids JR. Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clin Orthop Rel Res* 1993;288:139-47.
14. Boyd RN, Graham HK. Objective measurement of clinical findings in the use of Botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. *Eur J Neurol* 1999;6(4):23-35.
15. Dobson F, Morris ME, Baker R, Graham HK. Gait classification in children with cerebral palsy: A systematic review. *Gait & Posture* 2007;25:140-52.
16. DeLuca PA. Gait analysis in the treatment of the child with cerebral palsy. *Clin Orthop* 1991;264:65-75.
17. Bower E, McLellan DL. Assessing motor skill acquisition in four centers for the treatment of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1994;36:902-9.
18. Haley D, Tomie J. An assessment of gait analysis in the rehabilitation of children with walking difficulties. *Disability Rehabil* 2000;22(6):275-80.
19. Maathuis KGB, van der Schans CP, van Iperen A, Rietman HS, Geertzen JHB. Gait in children with cerebral palsy: observer reliability of physician rating scale and Edinburgh Visual Gait Analysis Interval Testing scale. *J Pediatr Orthop* 2005;25(3):268-72.
20. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2006;3:13-24.
21. Cooney KM, Sanders J, Concha MC, Buczek FL. Novel biomechanics demonstrate gait dysfunction due to hamstring tightness. *Clin Biomech* 2006;21:59-66.
22. Steinwender G, Saraph V, Scheiber S, Zwick EB, Uitz C, Hackl K. Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. *Clin Biomech* 2000;15:134-39.

23. Westwell M, Öunpuu S, DeLuca P. Effects of orthopedic intervention in adolescents and young adults with cerebral palsy. *Gait & Posture* 2009;30:201-6.
 24. Carriero A, Zavatsky A, Stebbins J, Theologis T, Shefelbine S. Determination of gait patterns in children with spastic diplegic cerebral palsy using principal components. *Gait & Posture* 2009;29:71-75.
 25. Harvey A, Gorter JW. Video gait analysis for ambulatory children with cerebral palsy: Why, when, where and how! *Gait & Posture* 2011;33:501-3.
 26. McLean SG, Walker K, Ford KR, Myer DG, Hewett TE, van den Bogert AJ. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *J Sports Med* 2005;39:355-362.
 27. Nicolas G, Bideau B. A kinematic and dynamic comparison of surface and underwater displacement in high level monofin swimming. *Human Movement Science* 2009; 28:480-93.
 28. Leporace G, Praxedes J, Pereira GR, Pinto SM, Chagas D, Metsavaht L, Chame F, Batista LA. Influence of a preventive training program on lower limbs kinematics and vertical jump height of male volleyball athletes. *Physical Therapy in Sport* 2012;1-9.
 29. Chester V, Tingley M, Biden E. A comparison of kinetic gait parameters for 3-13 year olds. *Clin Biomech* 2006;21(7):726-32.
 30. Ganley K, Powers C. Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait & Posture* 2005;21(2):141-45.
 31. Perry J. *Análise de Marcha: Marcha Normal*. São Paulo: Manole; 2005.
 32. Toro B, Christopher JN, Pauline CF. Cluster analysis for the extraction of sagittal gait patterns in children with cerebral palsy. *Gait & Posture* 2007;25:157-65.
 33. Redekop S, Andrysek J, Wright V. Single-session reliability of discrete gait parameters in ambulatory children with cerebral palsy based on GMFCS level. *Gait & Posture* 2008;28:627-33.
 34. Mackey AH, Stott NS, Walt SE. Reliability and validity of an activity monitor (IDEEA) in the determination of temporal-spatial gait parameters in individuals with cerebral palsy. *Gait & Posture* 2008;28:634-39.
 35. Prosser L, Lauer R, Vansant AF, Barbe MF, Lee, SCK. Variability and symmetry of gait in early walkers with and without bilateral cerebral palsy. *Gait & Posture* 2010;31:522-26.
 36. Steinwender G, Saraph V, Zwick EB, Steinwender C, Linhart W. Hip locomotion mechanisms in cerebral palsy crouch gait. *Gait & Posture* 2001;13:78-85.
-