

MONICA BICALHO ALVES DE SOUZA

**Cinemática da Marcha de Crianças com Desenvolvimento
Típico e com Paralisia Cerebral Dipléctica Espástica Nível I e II
do GMFCS: um estudo comparativo**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2012

MONICA BICALHO ALVES DE SOUZA

**Cinemática da Marcha de Crianças com Desenvolvimento
Típico e com Paralisia Cerebral Diplérgica Espástica Nível I e II
do GMFCS: um estudo comparativo**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Funcional Humano

Linha de Pesquisa: Estudos do Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientadora: Profa. Dra. Renata Noce Kirkwood

Co-orientadora: Profa. Dra. Marisa Mancini

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2012

AGRADECIMENTOS

Ao Victor, meu marido, companheiro de todas as horas. Não tenho palavras para lhe agradecer todo o apoio nestes três anos de muita luta, eterno e inacabável estudo. Obrigada por todas as horas que passou ao meu lado, simplesmente lendo e me fazendo companhia, enquanto eu estudava. Você não imagina o quanto, simplesmente o fato de você estar ali, era de enorme importância. Amo você!!!

A vocês, Henrique e Felipe, meus filhos, que tanto amo! Meu muito obrigada pelo apoio incondicional nas tantas horas que estive ausente, sempre pesquisando, estudando, lendo e escrevendo. Desculpem minhas ausências, mas entendam que foi por uma boa causa. Nunca se esqueçam do quanto os amo e admiro.

A meus pais, muito obrigada!! Obrigada pelo apoio e ensinamentos de toda minha vida. Obrigada pelo carinho que sempre me dedicaram. Peço desculpas pelas minhas faltas e ausências. nos últimos anos. Obrigada pela compreensão. Admiro e amo vocês demais. À toda minha família, desculpem pelas minhas ausências.

À Renata Kirkwood, minha orientadora, o trabalho foi longo, os resultados enormes e confusos, mas enfim, sobrevivemos, e conseguimos achar os caminhos. Sobrevivemos às longas conversas no Skype, tanto para compreender toda a estatística, quanto para interpretá-la e redigir a dissertação. Obrigada por todo apoio e compreensão, principalmente nas horas em que não consegui dedicar-me tão intensamente ao mestrado, pois precisei “dar socorro” aos meus filhos e família, diminuindo o ritmo de

produção. Agradeço pela convivência, pelo conhecimento compartilhado, pela confiança em minha pessoa e por todo o tempo dedicado à minha pesquisa.

Marina Brandão, minha amiga e companheira de UFMG, AMR e Funcional, não tenho palavras para te agradecer todas as ajudas!!!! Obrigada pelo ombro amigo nas tantas horas que desabei e quase desisti. Conte sempre comigo!!!!

Ao Renan, meu segundo mestre, não tenho como te agradecer toda a paciência, dedicação e ajuda nestes anos de mestrado. Com certeza, sem sua luz eu não teria conseguido. Muito obrigada!!!! Ao Bruno, meu colega de mestrado e caminhada, o caminho foi árduo, estressante, mas valeu. Valeu a amizade e companheirismo. Ana Cisalpino, Maria Clarisse e Diego, estagiários do LAM, não tenho como agradecer a enorme ajuda que me deram em todas as minhas coletas.

A toda a equipe da Funcional - Reabilitação em Movimento, meu muito obrigada. Em especial, Isabella Fernandes, Camilla Diniz e Marcela Fantauzzi, sem vocês como “meu apoio”, esta caminhada não teria sido possível. Não tenho como agradecer-las!!! À Rosangela Duarte, minha sócia, companheira de fisioterapia e amiga de tantos anos, obrigada pelo apoio e por sempre compartilhar conhecimento e dedicação à ciência e à qualidade de atendimento aos nossos pacientes. À Raquel que retornou à Funcional no meio deste árduo período de minha vida, obrigada por todo apoio e carinho. À Conceição, minha secretária e amiga, também de tantos anos, meu eterno obrigada por toda ajuda. À Selma, o meu também muito obrigada por tudo, principalmente pelos cafezinhos para me manter acordada.

Aos meus pacientes, desculpem minhas ausências e, obrigada pela compreensão. A busca pelo conhecimento é para cada vez mais atendê-los melhor e com o que de mais atual está sendo pesquisado e descoberto.

RESUMO

O objetivo do trabalho foi comparar os parâmetros cinemáticos e têmpero-espaciais da marcha de crianças típicas e com paralisia cerebral diplégicas espásticas GMFCS I e II, durante o ciclo da marcha, usando análise de componentes principais (ACP). Foi realizado um estudo observacional transversal, com 56 crianças, com idade de 6 a 12 anos (média de 9,0 anos), divididas em três grupos: crianças com paralisia cerebral diplégica espástica GMFCS I, GMFCS II e com desenvolvimento típico. Os participantes deambularam sob uma plataforma de 7 metros para captação dos dados cinemáticos, através do sistema de análise de movimento Qualisys Pro-Reflex - MCU 240. Marcadores foram colocados, para a construção do modelo biomecânico, nos segmentos pelve, coxa, perna e pé. Os dados foram processados pelo software de aquisição Qualisys Track Manager e transferidos para o software Visual 3D para obtenção dos dados cinemáticos. A ACP foi aplicada com o objetivo de reduzir a dimensionalidade dos dados, a dependência temporal e a variabilidade entre as curvas temporais da marcha. Para a escolha do número de componentes considerou-se a explicação de 90% da variabilidade dos dados. A interpretação foi realizada por meio da leitura gráfica das cargas vetoriais. Foram encontradas diferenças na velocidade e no comprimento da passada entre os três grupos. O tempo do ciclo foi estatisticamente menor no grupo típico e o tempo de apoio foi maior no grupo GMFCS II ($p < 0.05$). Na pelve e no quadril, os fatores que mais contribuíram para diferenciar crianças GMFCS I das crianças típicas foram diminuição da elevação pélvica, aumento da amplitude de flexão do quadril e menor ADM de rotação interna/externa, com

manutenção de maior rotação interna nas crianças GMFCS I. Em relação aos grupos GMFCS I e II, além da menor obliquidade pélvica, observou-se menor extensão e adução de quadril na fase de apoio da marcha nas crianças GMFCS II. Além disso, essas crianças apresentaram menor velocidade da marcha e menor tamanho da passada. No quadril os principais componentes observados foram o excesso de flexão e a perda da amplitude de extensão nas crianças GMFCS I e II em relação as típicas. Na articulação do joelho, as principais diferenças foram a menor ADM flexão/extensão dos grupos GMFCS I e II em relação as típicas, sendo a menor diferença entre as ADM de flexão/extensão no grupo GMFCS II, seguido do grupo GMFCS I em relação às crianças típicas. Além disso, a amplitude de rotação externa do joelho foi menor nas crianças GMFCS I e II em relação às típicas. No tornozelo as crianças GMFCS I e II apresentaram menor amplitude de flexão plantar e menor diferença na ADM de adução e abdução que as crianças típicas. Concluímos então que a análise cinemática da marcha através da ACP se mostrou efetiva na diferenciação das características da marcha na paralisia cerebral justificando a classificação do GMFCS I e II em relação às habilidades de marcha destes grupos e podem ajudar os fisioterapeutas durante o planejamento do tratamento focando em ganhos específicos na reabilitação.

Palavras-chave: Marcha. Cinemática. Paralisia cerebral. Análise de Componentes Principais

ABSTRACT

The objective of the study is compare, using PCA, the kinematics of the pelvis, hip, knee and ankle during gait between typical and spastic diplegic cerebral palsy GMFCS I and II children. Cross-sectional observational study was realized with 56 children, aged 6 to 12 years ($9.0\pm SD$), divided into three groups: children level I of the GMFCS; children level II of the GMFCS and children with typical development were studied. Kinematic data was obtained using a motion analysis system Qualisys Pro-Reflex - MCU 240, with eight cameras synchronized with two force platforms, to determine the gait events, as the participants walked on a platform of 7 meters. Landmarks over specific anatomic points were used for the construction of the pelvis, thigh, leg and foot segments. The data were processed using the software acquisition Qualisys Track Manager 1.6.0.x - QTM, and transferred to the Visual 3D software to obtain the kinematic data. PCA was applied in order to reduce the dimensionality of the data, the time dependence and temporal variability between the gait curves. A 90% of total data variability was the cut off point for data explanation. To determine which component was statistically significant between the groups a 95% CI was applied. The components interpretations were performed *by reading loads of vector graphics*. There were differences in speed and stride length among the three groups. The cycle time was statistically smaller in the typical group and time of support was higher in the GMFCS II group ($p < 0.05$). In the pelvis and hip, the factors that most contributed to differentiate children GMFCS I from typical were decreased pelvic elevation, increased ROM of hip flexion and smaller ROM of internal/external rotation, with greater internal rotation in children GMFCS I. In

relation to GMFCS groups I and II, children GMFCS II showed less hip extension and adduction during the stance phase of gait. At the hip joint, the main components observed were excess of hip flexion and loss of extension ROM in children GMFCS I and II in relation to typical. At the knee joint, the main differences were the smaller knee flexion/extension ROM of the GMFCS I and II groups in relation to typical. In addition, the range of knee external rotation was lower in children GMFCS I and II compared to typical. At the ankle, children GMFCS I and II had lower range of plantar flexion and adduction and abduction ROM than typical children. Kinematic gait analysis through PCA was effective in differentiating characteristics of gait in spastic diplegic cerebral palsy children from level I and II and from typical children. Our results might help physiotherapists on treatment planning.

Key word: Gait. Kinematic. Cerebral Palsy. Principal Component Analyses.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
E-MAIL: mesreab@ceffto.ufmg.br SITE: www.ceffto.ufmg.br/mreab
Fone: 31- 3409.4781

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de MÔNICA BICALHO ALVES DE SOUZA intitulada "CINEMÁTICA DA MARCHA DE CRIANÇAS COM DESENVOLVIMENTO TÍPICO E COM PARALISIA CEREBRAL DIPLÉGICA ESPÁSTICA NÍVEL I E II DO GMFCS: UM ESTUDO COMPARATIVO" defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora APROVOU a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome da Professora/Banca	Aprovação	Assinatura
Professora Dra. Renata Noce Kirkwood	Aprovada	<i>Renata Noce Kirkwood</i>
Professora Dra. Aline Alvim Scianni	Aprovada	<i>Aline Alvim Scianni</i>
Professora Dra. Sheyla Rossana Cavalcanti Furtado	APROVADA	<i>Sheyla Rossana Cavalcanti Furtado</i>

Belo Horizonte, 07 março de 2012.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

Livia de Castro Magalhães
Coordenadora de Colegiado
Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação
Inscrição UFMG: 207226 / Inscrição Sape: 632322-5



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
E-MAIL: mesreab@eefflo.ufmg.br SITE: www.ceffto.ufmg.br/mreab
Fone/fax: 31- 3409.4781

ATA DE NÚMERO 168 (CENTO E SESENTA E OITO) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELA CANDIDATA MÔNICA BICALHO ALVES SOUZA DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 07 (sete) dias do mês de março do ano de dois mil e doze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação "CINEMÁTICA DA MARCHA DE CRIANÇAS COM DESENVOLVIMENTO TÍPICO E COM PARALISIA CEREBRAL DIPLÉGICA ESPÁSTICA NÍVEL I E II DO GMFCS: UM ESTUDO COMPARATIVO". A banca examinadora foi constituída pelas seguintes professoras doutoras: Renata Noce Kirkwood, Aline Alvim Scianni, Sheyla Rossana Cavalcanti Furtado, sob a presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 9 horas com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. **Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata aprovada e apta a receber o título de Mestre após a entrega da versão definitiva da dissertação.** Nada mais havendo a tratar, eu, Eni da Conceição Rocha, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 07 de março de 2012.

Professora Dra. Renata Noce Kirkwood

Professora Dra. Aline Alvim Scianni

Professora Dra. Sheyla Rossana Cavalcanti Furtado

Eni da Conceição Rocha

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
1.1. Objetivos	21
1.1.1. Objetivo Geral	21
1.1.2. Objetivos Específicos	21
2. MATERIAIS E MÉTODOS	22
2.1. Tipo de Estudo	22
2.2. Amostra	22
2.3. Captação dos dados cinemáticos	23
2.4. Procedimentos	25
2.5. Redução dos dados	26
2.6. Análise Estatística	28
3. RESULTADOS	32
4. DISCUSSÃO	48
5. CONCLUSÃO	59
REFERÊNCIAS	60
ANEXOS E APÊNDICES	66
Anexo 1 : Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do estudo Comparação dos Marcadores Cinemáticos da Marcha de crianças com desenvolvimento típico e com paralisia cerebral diplégica espástica nível I e II do GMFCS.....	66
Anexo 2 : Termo de Consentimento Livre e Esclarecido Para Pais ou Responsáveis e crianças	67
Anexo 3 : Aspectos Demográficos e Clínicos	71
Anexo 4 : Formulário de Avaliação de Predominância de MMII	72

1 INTRODUÇÃO

A paralisia cerebral refere-se a um conjunto de desordens neuromusculares do movimento e da postura causados por lesão não progressiva em um ou múltiplos locais de um cérebro imaturo, resultando em danos na função motora e na integridade sensorial (1-5). Os eventos patofisiológicos relacionados à paralisia cerebral podem ocorrer durante os períodos pré, peri ou pós natal até os três anos de idade (1;3;6). A paralisia cerebral é uma condição comum vista pelos profissionais de reabilitação e representa um desafio para os clínicos devido a alta variabilidade do prognóstico em relação à função motora das crianças (1).

Alterações na estrutura e função do corpo, tais como insuficiência na geração de força muscular, espasticidade e extensibilidade anormal dos tecidos são evidentes no sistema neuromuscular dessas crianças. Na função motora, observa-se atraso na iniciação do movimento e na geração de força, diminuição da produção de força muscular, inabilidade de manter o controle postural antigravitacional, diminuição na velocidade do movimento e aumento da co-contracção muscular (1).

No que se refere às alterações de força muscular, essas decorrem de respostas biomecânicas características que os músculos das crianças com paralisia cerebral desenvolvem (4). Alteração no tamanho da fibra muscular, na angulação, no comprimento da fibra relativo ao seu comprimento de repouso (relação comprimento-tensão) e no tamanho da área de secção transversa já foram descritas (4). Considerando os danos na produção de força, crianças com paralisia cerebral apresentam força muscular reduzida quando comparadas às crianças típicas(1;5;7;8). Somado a isso, estudos eletromiográficos apontam que além do baixo nível de atividade muscular ocorre também a diminuição do momento de força de ação (7). Outro fator importante é a falta de repetição do movimento durante o brincar e nas atividades de vida diária, associado à inabilidade de realizar contração coordenada de todas as unidades motoras de um mesmo músculo (4). Além dessa diferença na função muscular, foi demonstrado que a força de diferentes músculos dos membros inferiores se associa positivamente com a habilidade motora grossa e com parâmetros de mobilidade tais como velocidade e eficiência da marcha (9;10). Tais associações

serviram como base para estudos de intervenção voltados para a promoção da função motora de crianças com paralisia cerebral.

Em relação às perdas na amplitude de movimento, observa-se que crianças com espasticidade crônica desenvolvem hipoextensibilidade muscular como resultado da diminuição do número de sarcômeros, resultando em danos no crescimento muscular e tensão das estruturas elásticas paralelas (11). Na medida em que as crianças não apresentam crescimento muscular sincronizado com o crescimento ósseo, ocorre diminuição da amplitude de movimento das articulações associadas (4). Tal redução, associada à hipoextensibilidade muscular, pode contribuir para o desenvolvimento de contraturas articulares por meio de mudanças nas cápsulas articulares e outros tecidos conectivos (12). Por fim, interações entre o crescimento musculoesquelético, assimetrias posturais e variabilidade dos padrões de movimento também podem contribuir para instalação de deformidades ósseas(13).

De acordo com a definição mais aceita na literatura a espasticidade é um componente da síndrome do neurônio motor superior, caracterizada por uma hiperexcitabilidade do reflexo tônico de estiramento, que causa uma ativação muscular, velocidade dependente, durante estiramentos passivos (1;14;15). O pressuposto de que a espasticidade seria a principal causa da disfunção motora observada nas crianças com paralisia cerebral norteou, por muitos anos, a prática clínica em reabilitação (16-18). Apesar de a espasticidade contribuir para as alterações do movimento, estudos recentes com procedimentos, como a rizotomia dorsal seletiva, revelaram que a fraqueza muscular e outros déficits no controle motor persistem após a cirurgia (1;19). A partir destes achados, passou-se a tratar as crianças com paralisia cerebral não apenas pensando no componente espasticidade, mas também nos componentes musculoesqueléticos(15;20;21).

Apesar do distúrbio neurológico na paralisia cerebral ser de caráter não progressivo, as deficiências e incapacidades da criança causadas pelas alterações músculo esqueléticas podem mudar ao longo do tempo (3), afetando a atividade e a participação das mesmas (22). Esse fato pode ser observado uma vez que o crescimento corporal destas crianças geralmente não é acompanhado de aumento progressivo das funções músculo-esqueléticas e das capacidades motoras, podendo

resultar no desenvolvimento de compensações funcionais ou até mesmo estruturais. Dessa forma, estabelece-se uma condição bastante complexa, onde o comprometimento das estruturas e funções neuro-musculo-esqueléticas influencia diretamente o ritmo de aquisição da habilidade e qualidade do desempenho funcional. Conseqüentemente, a funcionalidade dessas crianças fica comprometida, uma vez que as mudanças observadas nas capacidades das mesmas não acompanham, de maneira proporcional, as demandas gradativamente mais complexas de atividades e tarefas da vida (23).

Tradicionalmente, a classificação de crianças com paralisia cerebral é baseada no tipo de lesão cerebral e na topografia do acometimento motor (6). No que se refere aos tipos de lesão cerebral, a classificação ocorre de acordo com o tônus muscular: tipos espástico, discinético e atáxicos (5). O tipo espástico resulta de lesão no córtex motor ou nas projeções da substância branca do córtex e para as áreas do córtex sensório-motor (5). Neste tipo de paralisia cerebral, os músculos tornam-se excessivamente rígidos e tensos, especialmente durante a tentativa de realizar movimentos. Os membros apresentam resistência aos movimentos passivos, mostrando aumento do tônus muscular. O controle seletivo é limitado, produzindo movimentos com sinergias anormais ou limitadas. A amplitude de movimento é limitada pela coativação dos músculos e, a temporização da ativação muscular bem como as respostas posturais são anormais. Lesões com envolvimento dos núcleos da base refletem discinesia enquanto que a lesão cerebelar produz ataxia. O termo hipotonia, muitas vezes usado como classificação, não está relacionado a uma lesão em particular. É caracterizado pela diminuição do tônus muscular em repouso e diminuição da habilidade de gerar força muscular voluntária (5). Sintomas como espasticidade e discinesia podem ambos ser encontrados em uma criança. Neste caso, a paralisia cerebral é classificada como mista (6).

A classificação baseada na área do corpo acometida recebe a denominação de diplegia, quando o envolvimento do tronco inferior e membros inferiores ocorrem em maior grau que nos membros superiores; hemiplegia, quando o envolvimento ocorre nos membros superior e inferior de um mesmo lado do corpo e quadriplegia, quando o

envolvimento ocorre em todo o corpo, com maior ou igual acometimento dos braços e tronco superior (3;5).

A paralisia cerebral espástica é o tipo mais comum, sendo a diplegia o tipo mais comum de paralisia cerebral espástica (3). Combinada com a hemiplegia espástica e com a quadriplegia espástica, este grupo abrange mais de 75% de todas as crianças com paralisia cerebral (3).

Embora tais classificações descrevam estruturalmente as deficiências em funções e estruturas do corpo, elas não fornecem informações acerca das habilidades funcionais de crianças com paralisia cerebral. Uma classificação que vem sendo amplamente utilizada na literatura e no contexto clínico é o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (*Gross Motor Function Classification System- GMFCS*) (24-27). O GMFCS foi desenvolvido como um método para diferenciar crianças com diagnóstico de paralisia cerebral por meio de seus níveis de mobilidade funcional (27;28). O GMFCS é um método de classificação usado para agrupar as crianças com paralisia cerebral de acordo com suas habilidades funcionais, como o sentar, a marcha e a necessidade do uso de equipamentos auxiliares, tais como andadores ou cadeira de rodas (28). O sistema classifica as habilidades de crianças nas faixas de idade menores que 2 anos, entre 2 a 4 anos, 4 a 6 anos, de 6 a 12 anos e, em sua revisão mais recente, expandindo para a faixa etária de 12 a 18 anos (27;28). Esse instrumento se tornou a principal forma de descrever a gravidade da função motora grossa das crianças e adolescentes com paralisia cerebral, além de proporcionar uma linguagem comum para cirurgiões ortopédicos, terapeutas e pediatras ao descrever as crianças com paralisia cerebral (29).

O GMFCS descreve cinco níveis de função motora grossa, sendo que especificamente para as crianças de 6 a 12 anos os níveis são definidos da seguinte forma (27;28): nível I - a criança é capaz de andar sem limitação em casa, na escola, em ambientes externos e na comunidade. É capaz de subir escadas sem usar o corrimão, correr e pular, mas a velocidade, equilíbrio e coordenação para tais atividades estão prejudicados. Além disso, a criança do nível I pode participar de atividades físicas e esportivas, dependendo de escolhas pessoais e de fatores ambientais (27;28). No nível II, a criança é capaz de andar em ambientes internos,

externos e subir escadas segurando em um corrimão, mas apresenta limitações na marcha em superfícies irregulares e inclinadas em locais públicos ou espaços confinados e em longas distâncias, além de mostrar dificuldades para caminhar carregando objetos. A criança do nível II apresenta mínimas habilidades para realizar atividades motoras grossas como correr e pular e, para participar de atividades físicas e esportes, precisa de adaptações. No nível III, a criança anda em ambientes internos e externos em terrenos planos com a ajuda de equipamentos auxiliares e faz uso de cadeira de rodas para longas distâncias, ambientes externos e em terrenos irregulares. No nível IV, a criança utiliza métodos de mobilidade que geralmente requerem a assistência de um adulto e dependem prioritariamente da cadeira de rodas. Crianças do nível V apresentam alterações físicas que restringem o controle voluntário de movimentos e a habilidade de manter os movimentos antigravitacionais (27;28).

Estudos relacionados às propriedades psicométricas do GMFCS tem demonstrado que este é um instrumento válido e confiável (24;30-32). Entretanto, a confiabilidade do GMFCS demonstrou maior inconsistência entre terapeutas em relação à classificação nos níveis I e II, principalmente em crianças entre 2 e 12 anos de idade (28). As maiores dificuldades relatadas pelos terapeutas foram em determinar se as crianças tinham limitação funcional na marcha fora de casa e no subir escadas ou se elas poderiam exercer funções motoras grossas como correr e pular. Em um estudo multicêntrico conduzido por Oeffinger et al.(2009), com crianças com paralisia cerebral diplérgica e hemiplérgica, GMFCS I a III, de 4 a 18 anos, observou-se uma sobreposição significativa entre as pontuações de crianças do nível I e II do GMFCS (33). Estas sobreposições são consistentes com as dificuldades relatadas na classificação de pacientes dos níveis I e II (30;34) e mostram a natureza heterogênea da paralisia cerebral.

Os critérios primários utilizados na construção do GMFCS foram baseados nas limitações funcionais, na necessidade de uso de auxílios para mobilidade e, em muito menor extensão, na qualidade do movimento (27). O foco primordial do GMFCS é na determinação de qual nível melhor representa as habilidades motoras grossas presentes na criança (27;28). Uma vez que a marcha localiza-se dentre estas habilidades, sendo praticamente este o maior objetivo da criança, de seus pais e dos

reabilitadores infantis, a mesma merece maior ênfase em seu estudo, dentre as habilidades motoras grossas. Considerando o quesito marcha, a dificuldade ocorre na diferenciação entre as crianças típicas e GMFCS I, e entre as crianças GMFCS I e GMFCS II (33). O GMFCS I inclui crianças cujas limitações funcionais são leves em relação àquelas tradicionalmente descritas com paralisia cerebral, mas acentuadas em relação a uma criança com desenvolvimento típico (28). A criança GMFCS I é capaz de andar sem limitação em casa, na escola, em ambientes externos e na comunidade, sobe escadas sem usar o corrimão, corre e pula, mas a velocidade, equilíbrio e coordenação para tais atividades e para as atividades físicas e desportivas estão prejudicados. Quando comparadas às crianças típicas, as dificuldades e limitações das crianças GMFCS I aparecem mais claramente nas atividades que requerem uma maior integração entre destreza, equilíbrio, coordenação e velocidade para a realização de determinada função. Quando as crianças GMFCS II são comparadas às crianças GMFCS I, elas apresentam limitações para andar longas distâncias e para se equilibrar; podem precisar de algum auxílio de mobilidade para apoio das mãos quando estão aprendendo a caminhar; podem usar de mobiliários de rodas quando percorrem grandes distâncias fora de casa e na comunidade; precisam usar um corrimão para apoio para subir e descer escadas e não são tão capazes de correr e pular (27).

Para a elaboração do GMFCS, as diferenças cinemáticas entre as habilidades motoras das crianças não foram consideradas. A cinemática é importante, pois descreve o deslocamento angular, velocidade e aceleração (35;36). Uma vez que a marcha é uma das habilidades motoras consideradas na classificação do GMFCS, a comparação da cinemática da marcha de crianças típicas com crianças com paralisia cerebral diplégicas nível I e II do GMFCS poderá fornecer dados relevantes para o conhecimento das diferenças cinemáticas entre esses grupos, contribuindo para a diferenciação clínica e tratamento fisioterápico focado na atividade.

A marcha humana é uma interação complexa entre diversos sistemas do corpo e apresenta cinco atributos importantes (37): estabilidade na fase de apoio, liberação do pé no início da fase de oscilação, apropriado pré-posicionamento do pé para o contato inicial, comprimento adequado do passo e conservação de energia (37). Esses atributos se desenvolvem ao longo do crescimento da criança, entre os primeiros

passos e a marcha independente. Importantes habilidades de equilíbrio são adquiridas, incluindo ajustes posturais antecipatórios rudimentares para a iniciação da marcha (37). A perda destes cinco atributos ocorre na marcha atípica (38), justificando a importância do estudo das anormalidades da marcha com métodos sofisticados e cientificamente validados de análise, para que se consigam parâmetros adequados e bem embasados com consequente melhoria da atuação na prática clínica.

A descrição da marcha proporcionada pela análise tridimensional fornece dados cinemáticos, cinéticos que quando associados à eletromiografia, informam sobre a ativação muscular, permitindo melhor conhecimento sobre o que de fato acontece durante a deambulação. A partir destas análises, clínicos e pesquisadores se mostram mais embasados e seguros para tomada de decisões clínicas e cirúrgicas mais adequadas em relação a estas crianças. Vários estudos têm explorado a análise de marcha para caracterizar os padrões de marcha normais e patológicos, utilizando uma variedade de parâmetros de marcha. (39-43). A desvantagem apresentada pela avaliação tridimensional é seu alto custo, fato este que restringe seu uso na clínica.

Recentemente, um estudo com crianças com paralisia cerebral GMFCS I e II avaliou a diferença na cinemática da pelve e membros inferiores durante a fase de apoio da marcha (25). Os resultados mostraram que crianças diplégicas GMFCS II apresentaram menor amplitude de adução do quadril e elevação pélvica na fase de apoio da marcha o que justifica as dificuldades destas durante o subir escadas e a necessidade de auxílio mecânico. A variável cinemática que melhor discriminou crianças nível I do nível II foi a obliquidade pélvica no plano frontal, sendo, portanto, um parâmetro clínico que deve ser enfatizado no processo de reabilitação dessas crianças (23). Embora esse estudo tenha contribuído para o conhecimento das diferenças cinemáticas entre crianças com paralisia cerebral GMFCS I e II, não inclui crianças típicas e levou em consideração apenas a fase de apoio da marcha. Uma vez que no ciclo da marcha as fases de apoio e oscilação possuem uma dependência temporal, seria importante incluir ambas as fases na análise. Além disso, incluir no estudo um grupo de crianças típicas seria importante para clarear as diferenças na classificação do GMFCS I em relação a crianças com desenvolvimento normal.

A análise dos dados quantitativos da marcha é um desafio para pesquisadores devido à alta complexidade, dimensionalidade, dependência temporal e correlação entre as curvas durante os ciclos da marcha (44). Vários tipos de análises como médias, variâncias e correlações além de parametrização das curvas por meio de comparação entre picos vêm sendo usados. Entretanto, nenhuma dessas técnicas reconhece a dependência temporal dos dados da marcha o que acarreta perda de boa parte da informação durante a análise.

Em 1997, Deluzio e colaboradores reconheceram a forte correlação existente entre os eventos temporais do ciclo da marcha e introduziram a análise de componentes principais para a análise dos dados cinemáticos e cinéticos deste ciclo (45). Os autores foram capazes de detectar diferenças em porções específicas do ciclo da marcha, considerando todo o ciclo, e não apenas eventos específicos. O trabalho foi realizado comparando dados de indivíduos com marcha normal e indivíduos com osteoartrite de joelho e também nas condições pré e pós-operatória de artroplastia de joelho. Desde então, Deluzio e colaboradores vêm refinando a técnica com várias aplicações, realçando a importância da análise de componentes principais na redução e compreensão dos dados do ciclo da marcha (46).

A análise de componentes principais ou ACP, como é popularmente chamada, foi introduzida em 1901 por Karl Pearson e está fundamentada no artigo de Hotelling de 1933. A ideia central da ACP é reduzir a dimensionalidade de dados altamente correlacionados, em um número menor de variáveis, retendo a maior parte da informação dos dados originais. Esse novo número de variáveis é denominado componentes principais (CP), que são não correlacionados e ordenados de forma que a primeira componente retém a maior parte da variação dos dados, ou seja, melhor explica sua variação. Como o ciclo da marcha é padronizado de 0% a 100%, cada ciclo possui 101 variáveis que descrevem o movimento em termos de deslocamento e momento de força de cada articulação em cada plano de movimento. Portanto, o volume de informações é enorme, necessitando de técnicas redutoras, mas capazes o suficiente de reterem as informações mais importantes dos dados originais (47).

As componentes principais resultam em coeficientes, que são os pesos dados a cada variável para cada um dos componentes e em escores, que são os valores

resultantes da multiplicação desses coeficientes pelo valor das variáveis em estudo de cada indivíduo durante o ciclo da marcha. Os coeficientes representam um aspecto específico das ondas temporais e os escores, a distância que a onda temporal de um indivíduo está em relação à média para uma dada componente principal. Para a escolha do número de componentes normalmente é considerado que 90% da variabilidade dos dados devem ser explicados. A interpretação das componentes de forma escrita e gráfica é realizada por meio dos coeficientes e da comparação entre a média das curvas dos indivíduos com escores altos e baixos. Escores com valores altos representam uma onda mais próxima do máximo descrito pela componente e, com valores baixos, estão mais próximos do mínimo descrito pela mesma componente. Dessa maneira, fica mais fácil entender o padrão da curva, uma vez que ao se plotar os coeficientes de cada componente, é possível interpretar o significado das componentes. E quando se sobrepõe às curvas dos indivíduos que se encontram mais longe e mais perto da componente, entendem-se as diferenças entre grupos (50;51).

Outra grande vantagem da análise de componentes principais é que os escores, como são independentes, podem ser usados em testes de hipóteses para testar diferenças entre grupos. Quando as variáveis são correlacionadas e a hipótese estatística é testada por meio de métodos apropriados para variáveis independentes, existe o risco de não se perceber os efeitos das variáveis justamente devido às intercorrelações. Por isso, é possível usar uma ANOVA, um teste *t* ou mesmo uma análise discriminante com os escores resultantes da análise de componentes principais (52).

Entender as diferenças cinemáticas da marcha de crianças GMFCS I em relação à marcha de crianças com desenvolvimento típico fornecerá dados relevantes que poderão direcionar as condutas fisioterapêuticas empregadas no tratamento de crianças com mínimas limitações funcionais. Similarmente, a comparação da análise cinemática da marcha de crianças com paralisia cerebral diplégicas nível I e II do GMFCS poderá fornecer dados relevantes para o conhecimento das diferenças cinemáticas entre os grupos, contribuindo para a diferenciação clínica e tratamento fisioterápico de cada grupo.

Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar a cinemática da marcha de crianças com desenvolvimento típico e crianças com paralisia cerebral diplégicas espásticas GMFCS I e II para que se possa determinar quais marcadores cinemáticos da marcha melhor diferenciam esses três grupos de crianças. Os resultados desse estudo poderão contribuir no direcionamento de estratégias de tratamento fisioterápicos voltados para crianças com deficiências motoras.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Determinar, por meio da análise de componentes principais, os parâmetros cinemáticos da marcha de crianças típicas e de crianças com paralisia cerebral diplégicas espásticas GMFCS I e II, durante o ciclo da marcha.

1.1.2 Objetivos Específicos

1.1.2.1 Descrever e comparar os parâmetros espaço-temporais (tempo da fase de apoio, tempo da fase de oscilação, velocidade e comprimento da passada) do ciclo da marcha entre grupos de crianças típicas e com paralisia cerebral diplégica espástica GMFCS I e II.

1.1.2.2 Analisar os dados cinemáticos (deslocamento angular da pelve e das articulações do quadril, joelho e tornozelo) durante todo o ciclo da marcha entre grupos de crianças típicas e com paralisia cerebral diplégica espástica GMFCS I e II por meio da análise de componentes principais.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 Tipo de Estudo

Foi realizado estudo observacional do tipo transversal.

2.2 Amostra

A amostra, de 56 crianças, foi selecionada por conveniência e dividida em três grupos, sendo dois grupos de crianças diplégicas espásticas, separados de acordo com a classificação do GMFCS em grupos nível I (17 crianças) e nível II (19 crianças) e um grupo de crianças com desenvolvimento típico (20 crianças). Os grupos foram pareados pela idade, definida entre os 6 e 12 anos. Parte da amostra, 22 crianças com paralisia cerebral, foi extraída de dados previamente coletados no Laboratório de Análise de Movimento da UFMG, num estudo que teve como objetivo a construção de uma escala para avaliação da marcha de crianças com paralisia cerebral (53). A mesma metodologia empregada nesse estudo inicial foi repetida com a amostra utilizada. Os dois estudos foram realizados por pesquisadores com extensa experiência na prática clínica. Além disso, foi realizado um teste de confiabilidade inter-examinadores em relação à determinação dos níveis do GMFCS, resultando em um ICC de 1,0. As demais crianças diplégicas foram recrutadas por meio de convite aos pais, na Associação Mineira de Reabilitação (AMR). As crianças com desenvolvimento típico e os seus pais foram recrutados na comunidade local e convidados a participar do estudo.

Os critérios de inclusão para o grupo de crianças diplégicas foram: diagnóstico de paralisia cerebral tipo diplégico espástico; idade entre 6 e 12 anos; níveis I ou II do GMFCS classificados pelas examinadoras; capacidade de deambular descalça, sem ajuda humana ou mecânica, numa passarela de 7 metros de comprimento por 1 metro de largura e capacidade de compreensão de comandos verbais simples. Para as crianças com desenvolvimento motor típico, foram: idade entre 6 a 12 anos e ausência de alterações físicas, clínicas ou cognitivas.

Os critérios de exclusão para o grupo diplégico foram: capacidade reduzida de entender ordens, desordens motoras associadas, como ataxia e atetose; deficiência visual; histórico prévio de cirurgias ortopédicas e/ou aplicação de toxina botulínica há menos de seis meses.

O presente projeto foi submetido ao Conselho de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais e aprovado sob o parecer no ETIC 0642.0.203.000-10 (**ANEXO 1**). Todos os participantes assinaram termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (**ANEXO 2**).

2.3 Captação dos dados cinemáticos

Para a captação dos dados cinemáticos, foi utilizado o sistema de análise de movimento *Qualisys Pro-Reflex* - MCU 240 (*QUALISYS MEDICAL AB*, 411 12 Gothenburg, Suécia) (54). O *Qualisys Pro-Reflex* é um sistema de fotogrametria baseado em vídeo, que permite a reconstrução em três dimensões de marcadores passivos refletivos localizados em proeminências ósseas específicas. Foram utilizadas oito câmeras com iluminação produzida por um grupo de diodos emissores de luz infravermelha, localizados em volta da lente de cada uma das câmeras. Os marcadores passivos, aderidos à pele, refletem a luz infravermelha, que é então captada pela lente das câmeras. A partir da triangulação das posições dos marcadores, obtida pelas oito câmeras, as coordenadas de cada marcador podem ser construídas em três dimensões.

A calibração do sistema para determinar as coordenadas de referência global foi realizada utilizando-se uma estrutura de referência metálica em forma de “L”, que contém quatro marcadores refletivos. Dois marcadores refletivos estão presos ao eixo mais curto “X”, que determina a direção látero–medial. O eixo mais longo possui dois marcadores refletivos, que determinam a direção “Y”, ou ântero–posterior. Para os procedimentos de calibração, a referência metálica foi colocada sobre a primeira plataforma de força da passarela de madeira de 7 metros de comprimento por 1 metro de largura, por onde os participantes deambularam.

Uma batuta em forma de “T”, contendo dois marcadores refletivos fixos na extremidade da haste superior a uma distância de 751 mm, foi usada na varredura do volume de interesse. A batuta foi movida em todos os planos dentro desse volume por 10 segundos, permitindo, assim, gerar os dados que determinaram a localização e orientação das câmeras, de acordo com as instruções do manual (QUALISYS TRACK MANAGER USER MANUAL, Suécia, v. 2006) (54). Foram permitidos erros de desvio-padrão menores que 10 mm. A frequência de captação dos dados foi de 120 Hz.

Sincronizado ao sistema Qualysis, encontram-se duas plataformas de força (AMTI) embutidas na passarela. Um sistema de aquisição analógico com 16 canais permite a sincronização das plataformas com o sistema de análise de movimento. A calibração da plataforma ocorreu simultaneamente à calibração do sistema Qualysis. A plataforma foi usada para determinação do evento ciclo da marcha, ou seja, toque do pé na primeira plataforma até o toque do pé na segunda plataforma, caracterizando uma passada (0 a 100%).

Para a captura do movimento, é necessário definir o tamanho e a posição de cada segmento. Para isso, o sistema faz uso de dois tipos de marcadores: os marcadores anatômicos e os marcadores de rastreamento. Os marcadores anatômicos são necessários para a construção do modelo biomecânico por meio da identificação do comprimento dos segmentos e a localização dos eixos articulares. Desta forma, foi atribuído ao modelo um sistema de coordenadas para cada segmento de maneira coerente com a definição de planos e eixos anatômicos. Os marcadores anatômicos eram esféricos, com 15 mm de diâmetro. Os segmentos construídos foram: pelve, coxa, perna e pé. As referências anatômicas para a colocação dos marcadores foram detectadas por meio de palpação e incluíram os seguintes pontos: região mais alta da crista ilíaca direita e esquerda, trocânter maior direito e esquerdo, epicôndilo lateral e medial do fêmur, maléolo lateral e medial, cabeça do 1° e 5° metatarsos e tuberosidade do calcâneo. O segmento pelve foi delimitado usando os marcadores da região localizados nas cristas ilíacas e nos trocânteres maior direito e esquerdo. O segmento coxa foi delimitado pelos marcadores anatômicos trocânter maior, epicôndilo lateral e medial do fêmur. Com relação ao segmento perna, foram utilizados os marcadores dos

epicôndilos do fêmur, maléolo lateral e medial, e para o segmento do pé, o maléolo lateral e medial bem como cabeça do 1º e 5º metatarsos.

Os marcadores de rastreamento têm como objetivo rastrear a trajetória de cada segmento durante o movimento por meio de, no mínimo, três marcadores por segmento, posicionados de forma não colinear e presos a um suporte rígido ou semi-rígido denominado cluster (44). Os marcadores de rastreamento e anatômicos foram posicionados de maneira que cada marca poderia ser visualizada por pelo menos duas câmeras. Nos segmentos pelve, coxa e perna foram usados clusters semi-rígidos para afixar os marcadores de rastreamento. Um cluster de forma retangular e com 4 refletores foi colocado na base do sacro entre as espinhas ilíacas posteriores e dois clusters, com 3 refletores de forma triangular, foram colocados lateralmente nos terços médios da coxa e perna. No segmento tornozelo/pé, três marcadores anatômicos foram utilizados também como marcadores de rastreamento: sobre o maléolo lateral, sobre a cabeça do 5º metatarso e tuberosidade do calcâneo. Uma coleta estática é necessária para o registro da posição e a orientação das marcas anatômicas e de rastreamento. Durante a coleta da marcha, os marcadores anatômicos foram removidos, permanecendo apenas os de rastreamento.

2.4 Procedimentos

A coleta dos dados foi realizada no Laboratório de Análise do Movimento do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG. Inicialmente, os responsáveis pelas crianças respondiam a um questionário sobre o uso de órteses, histórico de cirurgias e de aplicações de toxina botulínica. Em seguida, aspectos demográficos como idade, sexo, índice de massa corporal (IMC), altura eram obtidos e anotados no questionário (**ANEXO 3**).

Para a coleta dos dados cinemáticos, as crianças eram solicitadas a usar *short* preto fornecido pela pesquisadora, permitindo a melhor visualização do membro inferior. A seguir, marcas de rastreamento e de referência foram fixadas nos pontos anatômicos específicos, como explicado anteriormente. A colocação dos marcadores e *clusters* foi realizada pela mesma examinadora, para diminuir a variabilidade da

localização destes entre os participantes. Primeiramente, foi obtida a posição de referência, necessária para a identificação dos segmentos pelo sistema. Para isso, os participantes foram instruídos a permanecer em posição ortostática, com os pés alinhados e braços cruzados sobre o peito no centro da passarela. A captação desse dado foi realizada por cinco segundos. Após esta coleta, os marcadores de referência foram retirados, permanecendo apenas os de rastreamento. Em seguida, os participantes foram instruídos a caminhar descalços, em uma velocidade confortável, ao longo da passarela de madeira. Antes de ser iniciada a coleta, cada criança realizou de 2 a 4 caminhadas pela passarela para familiarização com o teste. A pesquisadora deu então o comando verbal “pode ir”, ao mesmo tempo em que foi acionado o computador do *Qualisys*. Como o sistema está integrado, o acionamento do computador dispara a coleta das câmeras de infravermelho, coletando as imagens das marcas. Se a criança demonstrou insegurança na travessia, um examinador caminhou ao seu lado, sem oferecer, no entanto, qualquer ajuda física. Após cada volta, sempre no mesmo sentido, a qualidade dos dados foi verificada e os mesmos foram armazenados para análise. O tempo médio de permanência da criança no laboratório foi em torno de 60 minutos.

Para as crianças com paralisia cerebral, foi coletado o membro mais acometido. A determinação do membro inferior mais acometido foi realizada por meio da avaliação visual prévia da marcha e da subida e descida de escadas por cada criança, associada à avaliação de três tarefas realizadas por ela. Estas tarefas foram extraídas do teste GMFM (Mensuração da Função Motora Grossa), dimensões D (de pé) e E (andando, correndo e pulando), de onde foram escolhidas tarefas que diferenciam o desempenho motor grosseiro do membro inferior direito e esquerdo (ANEXO 4). Para as crianças típicas, foi coletado o membro inferior dominante, denominado a partir da preferência na tarefa de chutar uma bola.

2.5 Redução dos dados

Os dados captados foram processados pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager* 1.6.0.x – QTM. Em seguida, foram transferidos para o *software Visual*

3D (55) para obtenção dos dados cinemáticos. Para a construção do modelo biomecânico foi necessário definir o tamanho e a posição de cada segmento. Os segmentos construídos foram pelve, coxa, perna e complexo tornozelo/pé, usando como referência os pontos anatômicos descritos anteriormente.

Os ângulos articulares foram calculados usando-se a sequência de Cardan e definidos como a orientação do sistema de coordenadas de um segmento relativo ao sistema de coordenadas do segmento de referência. O ângulo da pelve foi computado usando como referência as coordenadas globais do laboratório (55). Os ângulos do quadril e joelho foram obtidos usando-se como segmento referência a pelve e a coxa, respectivamente. Para o ângulo do tornozelo, foi primeiramente construído um segmento do pé denominado pé virtual. Seu objetivo é alinhar o pé com o segmento perna, de forma que os dois segmentos tenham a mesma orientação na posição de referência com 0° de rotação. O ângulo do tornozelo foi computado usando como segmento o pé virtual e como segmento referência, a perna.

Em seguida, foi aplicado um filtro low pass Butterworth de quarta ordem com a frequência de corte estabelecida em 6 HZ às trajetórias dos marcadores, para diminuir os ruídos, devido a movimentação de marcadores. Foram gerados os gráficos da média dos deslocamentos angulares da pelve, quadril, joelho e complexo tornozelo/pé, nos três planos de movimento. No presente estudo a terminologia usada foi: no plano sagital inclinação anterior e posterior para pelve, flexão e extensão para quadril e joelho e dorso flexão e flexão plantar para tornozelo; No plano frontal foi usado elevação e depressão para pelve, adução e abdução para quadril e joelho e, inversão e eversão para tornozelo e, no plano transversal foi usado rotação interna e externa para pelve, quadril e joelho e, inversão e eversão para tornozelo. Foram considerados positivos os ângulos de elevação, rotação interna e inclinação posterior da pelve, de adução, flexão e rotação interna do quadril e joelho, e de dorsiflexão, adução e inversão do tornozelo. Os parâmetros espaciais e temporais da marcha foram obtidos diretamente pelo software Visual 3D e incluíram: velocidade da marcha em metros por segundo (m/s), tamanho da passada em metros (m) e tempo da fase de apoio e de oscilação em segundos (s).

2.6 Análise Estatística

As características dos grupos foram descritas por meio da média, desvio padrão e frequência em porcentagem. O intervalo de confiança de 95% foi usado para determinar as diferenças antropométricas e dos marcadores temporais e espaciais da marcha entre os grupos.

A análise de componentes principais (ACP) foi aplicada com o objetivo de reduzir a dimensionalidade dos dados, a dependência temporal e a variabilidade entre as curvas temporais da marcha (44). As curvas temporais estão contidas numa matriz $X = n \times p$, onde n corresponde ao número de indivíduos participantes do estudo, 56, e p ao número de variáveis, 101 (0 a 100% ciclo da marcha). No caso dos dados temporais da marcha, a matriz X se apresenta da seguinte forma;

$$X = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & \dots & x_{1p} \\ x_{21} & x_{22} & \dots & x_{2p} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{n1} & x_{n2} & \dots & x_{np} \end{bmatrix}$$

onde cada linha representa a curva temporal de cada indivíduo e cada coluna representa os valores em cada instante do ciclo da marcha. O número de linhas é igual a 56 e o número de colunas é igual a 101.

O objetivo é determinar como as curvas mudam temporariamente e como cada indivíduo se comporta ou varia em relação a outro indivíduo. Portanto, para isso, o primeiro passo na ACP é transformar essa matriz X numa matriz de covariância S , por meio de combinações lineares das variáveis originais. A covariância é a medida entre duas dimensões. Caso a matriz tenha mais de duas variáveis, a covariância é realizada em pares com todas as variáveis, nesse caso, com as 101 variáveis. O objetivo da covariância é agregar informações de como as variáveis se correlacionam. O resultado é uma matriz S de covariância cuja diagonal representa as variâncias em cada instante do ciclo e os elementos fora da diagonal principal representam a covariância entre cada par de valores em cada instante do ciclo (56;57).

$$S = \begin{bmatrix} s_{11} & s_{12} & \cdots & x_{1p} \\ s_{21} & s_{22} & \cdots & x_{2p} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s_{p1} & s_{p2} & \cdots & x_{pp} \end{bmatrix}$$

A matriz de covariância S contém a estrutura da variabilidade dos dados originais, como os valores fora da diagonal principal não são zero em geral. Isso significa que as colunas com os dados originais da curva temporal são correlacionados. As componentes são então extraídas dessa matriz de covariância S . A transformação da matriz S na matriz de componentes principais D é conhecida como diagonalização ou método de decomposição ortogonal e é escrita da seguinte forma:

$$U^t S U = D$$

A matriz U é uma transformação ortogonal que realinha os dados originais em um novo sistema de coordenadas. Esse novo sistema de coordenadas são as componentes principais alinhadas na direção da variação dos dados. As colunas de U passam a ser os auto vetores de S , normalmente denominados cargas vetoriais. A diagonal da matriz U passa a ser D , cujos elementos são denominados autovalores (λ). Cada autovalor é uma medida da variância associada a cada componente.

O último passo é transformar a matriz U em componentes principais descorrelacionados (Z), como mostrado a seguir:

$$Z_{(n \times r)} = \begin{bmatrix} X - \bar{X} \\ (n \times p) \end{bmatrix} U_{(p \times r)}$$

A matriz de covariância é independente da média de X , portanto é necessário remover a média (\bar{X}) para evitar ambiguidade. Z passa a ser a matriz de componentes principais, onde cada coluna representa o auto vetor ou a componente principal; a diagonal representa os autovalores ou a variância e os elementos fora da diagonal principal passam a ser zero. Portanto, as componentes são não correlacionadas entre si. Ordenam-se de forma que a primeira componente retém o máximo da informação contida nas p -variáveis originais, ou seja, contém o maior autovalor, seguida das

componentes 2, 3 e assim por diante (58). Uma propriedade importante dos autovalores é que a somatória destes é igual à soma da variância das variáveis originais. Portanto, as componentes contêm toda a variância dos dados originais (59). Dessa maneira, também é possível quantificar quanto cada componente explica da variação total dos dados, usando a seguinte fórmula:

$$\text{Variação explicada por cada PC}_i = \frac{\lambda_i}{\sum \lambda}$$

As componentes principais são representadas pelas colunas da matriz Z e os dados transformados de cada indivíduo estão representados em cada elemento de cada coluna Z. Essas observações são chamadas de escores e representam a distância que a curva de cada indivíduo está da média de uma determinada componente. Os escores são importantes para comparar quais características das componentes são diferentes entre grupos ou indivíduos.

Para a escolha do número de componentes, foi considerado que 90% da variabilidade dos dados deveriam ser explicados (60). A interpretação das componentes foi realizada por meio da leitura gráfica das cargas vetoriais. Como cada componente mede uma dimensão ou uma característica diferente dos dados originais, é possível determinar, pela forma das cargas vetoriais, o que a componente está caracterizando. Somado a isso, foram calculados os valores extremos, altos (\vec{x}_A) e baixos (\vec{x}_B), como mostrado a seguir:

$$\begin{aligned}\vec{x}_A &= \bar{x} + SD(\bar{z}_i) \times \vec{u}_i \\ \vec{x}_B &= \bar{x} - SD(\bar{z}_i) \times \vec{u}_i\end{aligned}$$

obtidos pela soma da média total das curvas (\bar{x}) de todos os indivíduos, +/- um desvio padrão (SD) dos escores representativos de cada componente (\bar{z}_i), multiplicado pela carga vetorial da componente específica (\vec{u}_i). Esse método de reconstrução permite visualizar graficamente onde se encontram os indivíduos com escores mais altos e mais baixos em relação à característica de uma componente específica (61).

Uma vez terminada a análise de componentes, realizou-se o intervalo de confiança de 95% nos escores dos grupos das componentes cuja somatória seja igual ou superior a 90% da explicação dos dados. Apenas as componentes cujos escores foram significativos foram interpretadas no presente estudo.

Os gráficos com os resultados das componentes principais mostram na coluna 1 o deslocamento angular da pelve e articulações do quadril, joelho e tornozelo dos 3 grupos em estudo. A segunda coluna é representada pelas cargas vetoriais das componentes principais cujo intervalo de confiança foi significativo e a terceira coluna, pelos valores extremos. Os dados foram analisados usando o pacote MatLab, versão R2010a, sendo considerado o nível de confiança de 0.05.

3 RESULTADOS

Participaram do estudo 56 crianças divididas em três grupos: Grupo 1 - incluiu crianças com PC diplégica espástica GMFCS I; Grupo 2, crianças PC diplégicas espásticas GMFCS II e Grupo 3, crianças com desenvolvimento típico. A tabela 1 apresenta a média, o desvio padrão (DP), a frequência (%) e o Intervalo de confiança (IC) de 95% da diferença da média entre grupos, além das características antropométricas e espaço-temporais da marcha. O IC de 95% mostrou diferença significativa na variável altura, entre crianças típicas e crianças GMFCS I e II, e entre crianças típicas e o grupo GMFCS I para a variável IMC ($p < 0,05$).

Em relação aos marcadores da marcha, foram encontradas diferenças estatísticas na velocidade e no comprimento da passada entre os três grupos. O grupo de crianças típicas apresentou maior velocidade da marcha e comprimento da passada, seguido do grupo GMFCS I e do Grupo GMFCS II. O tempo do ciclo foi estatisticamente menor no grupo típico, comparado aos grupos GMFCS I e II e o tempo de apoio foi estatisticamente maior no grupo de crianças GMFCS II comparado a crianças típicas e GMFCS I ($p < 0,05$) (Tabela 1).

A análise de componentes principais (ACP) na articulação da pelve foi realizada em 53 crianças no plano frontal. Essas perdas ocorreram devido à má qualidade dos dados.

TABELA 1. Média, desvio padrão (DP), frequência (%) das características dos grupos e IC de 95% da diferença da média entre grupos em relação aos dados antropométricos e espaço-temporais da marcha(N=56).

Características	Grupos			Diferenças entre grupos		
	GMFCS I N=17	GMFCS II N=19	Típicas N = 20	GMFCS I menos GMFCS II	GMFCS I menos Típicas	GMFCS II menos Típicas
Sexo (%)						
Meninas	41 (n=7)	42 (n=8)	35 (n=7)	-	-	-
Meninos	59 (n=10)	58 n=11)	65 (n=13)	-	-	-
Antropométricas						
Idade(<i>anos</i>) med. (DP)	8.8 (2.2)	9.2 (2.1)	9.0 (2.2)	-0.4 -1.9 to 1.1	-0.2 -1.7 to 1.3	0.2 -1.2 to 1.6
Altura (m), med. (DP)	1.3 (0.1)	1.3 (0.1)	1.4 (0.1)	0.0 -0.1 to 0.1	-0.1 -0.2 to 0.0	-0.1 -0.2 to 0.0
IMC (Kg/m ²), med. (DP)	15.7 (2.3)	17.1 (3.5)	18.0 (2.6)	-1.4 3.4 to 0.6	-2.3 -4.0 to -0.6	-0.9 -2.9 to 1.1
Peso (kg), med (DP)	26.5 (8.0)	28.9 (9.2)	33.8 (10.5)	-2.4 -8.3 to 3.5	-7.3 -13.6 to -1.0	-4.9 -11.3 to 1.5
Marcha						
Velocidade (m/s)	0.8 (0.2)	0.7 (0.2)	1.2 (0.1)	0.1 0.0 to 0.2	-0.4 -0.5 to -0.3	-0.5 -0.6 to -0.4
Tempo do Ciclo(s)	1.0 (0.2)	1.1 (0.4)	0.9 (0.1)	-0.1 -0.3 to 0.1	0.1 0.0 to 0.2	0.2 0.0 to 0.4
Comprimento. Passada (m)	0.8 (0.2)	0.7 (0.2)	1.0 (0.2)	0.1 0.0 to 0.2	-0.2 -0.3 to -0.1	-0.3 -0.4 to -0.2
Tempo Apoio (s)	0.5 (0.2)	0.6 (0.1)	0.5 (0.1)	-0.1 -0.2 to 0.0	0.0 -0.1 to 0.1	0.1 0.0 to 0.2
Tempo Oscilação (s)	0.5 (0.2)	0.5 (0.2)	0.4 (0.1)	0.0 -0.1 to 0.1	0.1 0.0 to 0.2	0.1 0.0 to 0.2

Os resultados da ACP da pelve estão apresentados na Figura 1. No plano sagital, 4 componentes explicaram 94,1% da variância total dos dados. A CP1 explicou 42,2%, seguido da CP2 com 22,3% e da CP3 e CP4 com 16,4% e 13,2%, respectivamente. O IC de 95% (Fig. 2) confirmou que a média dos escores da CP2 e CP3 foi estatisticamente diferente. Em relação à componente 2, os três grupos foram diferentes e, em relação à componente 3, houve diferenças entre crianças GMFCS II e os grupos típicos e GMFCS I. O vetor de cargas da CP2 (Fig.1B) mostra dois picos positivos. Os valores extremos (Fig. 1C) sugerem uma diferença na ocorrência e duração do evento, ou seja, uma diferença na sincronização do movimento. Crianças com escores mais altos, ou seja, típicos, realizam o movimento de inclinação anterior/posterior da pelve antes, considerando sua ocorrência no ciclo da marcha (diferença na sincronização do evento) e em maior amplitude que crianças GMFCS II, seguidas de crianças GMFCS I. Embora os escores das crianças GMFCS I e II sejam menores em relação aos escores das crianças típicas, existe uma diferença também entre esses dois grupos na sincronização do evento (Fig. 1). Como mostrado na Figura 1, o grupo GMFCS I apresenta os menores escores, ou seja, é o grupo que mais se distancia da média da componente 2. A carga vetorial da CP3 mostra dois picos positivos intercalados por um pico negativo. A Figura 1C aponta os valores extremos que sugerem que a CP3 é medida da amplitude total de movimentação pélvica no plano sagital. Ou seja, mensura a ADM de inclinação pélvica, isto é, a diferença entre a amplitude de inclinação anterior e posterior, que é maior no grupo GMFCS II, pois apresenta escores maiores em relação aos demais grupos.

No plano frontal, três componentes explicaram 90% da variância total dos dados. A CP1 explicou 47,3%, seguido de 36,6% e 6,1% de explicação das CP2 e CP3, respectivamente. O IC de 95% mostrou que apenas a média dos escores da CP3 foi estatisticamente diferente entre os três grupos (Fig. 3). O vetor de cargas da CP3 (Fig. 1E) mostra 3 picos positivos e 2 picos negativos, os últimos mais acentuados entre 60 e 90% do ciclo. Portanto, reflete a variação que ocorre entre as crianças na obliquidade pélvica, nas fases de apoio e oscilação. Os valores extremos (Fig. 1F) indicam que indivíduos com escores mais altos, crianças típicas, apresentam maior amplitude de

obliquidade pélvica, seguidos pelas crianças GMFCS I e, depois, crianças GMFCS II com os menores escores.

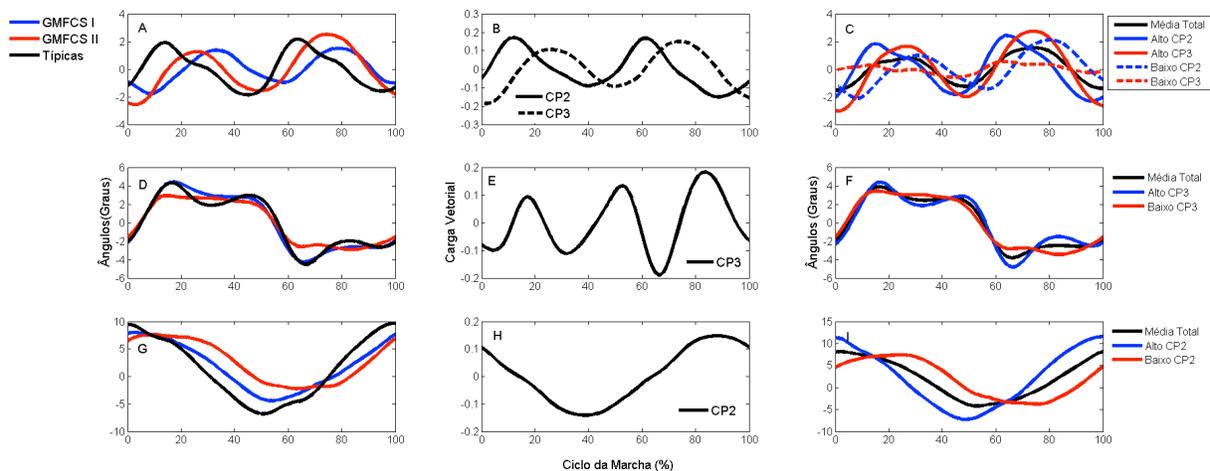


FIGURA 1. A, D, G) Média do deslocamento angular da pelve nos planos sagital, frontal e transverso, respectivamente, durante o ciclo da marcha dos grupos GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas; B, E, H) Vetores de carga estatisticamente significativos da pelve nos planos sagital, frontal e transverso, respectivamente; C, F, I) Curvas de média com os altos e baixos escores representados pela adição ou subtração 1DP das pontuações vezes o vetor de carga correspondente nos planos sagital, frontal e transverso do movimento pélvico, respectivamente.

No plano transverso, duas componentes explicaram 93,6% da variância total dos dados. A CP1 explicou 78,4% e a CP2, com 15,1% foi a única componente cujo IC de 95% foi significativo entre os 3 grupos (Fig. 4). A carga vetorial da CP2 (Fig. 1H) mostra valores negativos durante a fase de apoio médio e positivos durante a oscilação. Portanto, captura a diferença entre a amplitude de rotação pélvica que ocorre durante o ciclo da marcha. A Figura 1I reforça esse achado, uma vez que as crianças típicas, com escores elevados, apresentam maior rotação externa/interna da pelve, seguidas das crianças GMFCS I e II.

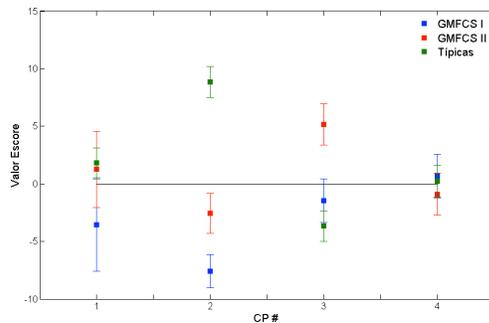


FIGURA 2: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1, CP2, CP3 e CP4 no plano sagital da pele, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

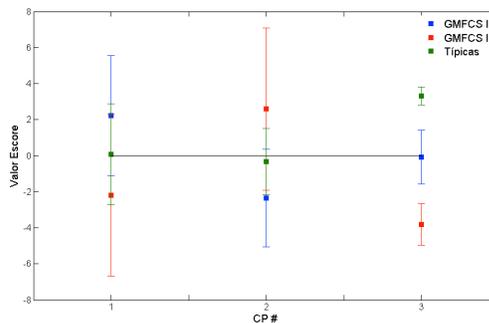


FIGURA 3: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1, CP2 e CP3 no plano frontal da pele, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

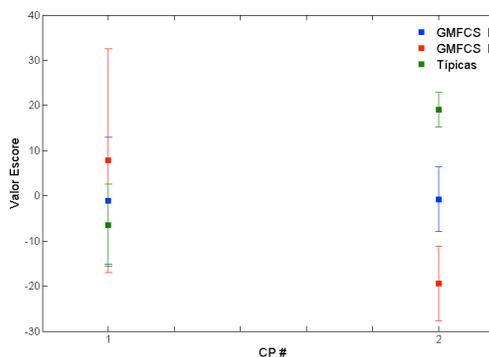


FIGURA 4: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1 e CP2 no plano transversal da pele, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

Os resultados da ACP da articulação do quadril estão demonstrados na Figura 5. No plano sagital, duas componentes explicaram 94,9% da variância total dos dados. O IC de 95% mostrou que os escores da CP1 foram diferentes entre os três grupos e que a média dos escores da CP2 foram diferentes entre o grupo GMFCS II e os grupos GMFCS I e crianças típicas (Fig. 6). A CP1 captou 89,1% da variância total dos dados. A carga vetorial na Figura 5B apresenta todos os valores positivos. Logo, capta a amplitude total do ângulo de flexão do quadril entre crianças em todo ciclo da marcha. A CP2, com apenas 5,8% de explicação, mostra uma carga vetorial com valores positivos nos estágios iniciais e finais do ciclo, intercalada por um onda negativa elevada do final da fase de apoio e início da oscilação, entre 40% e 70% do ciclo. Portanto, captura a diferença, principalmente da magnitude da extensão do quadril. A Figura 5C confirma essas afirmativas, uma vez que crianças típicas, com valores extremos, apresentam maior amplitude de flexão/extensão de quadril, seguidas das crianças GMFCS I e II. Em relação aos valores extremos da CP2, observa-se que as crianças típicas e GMFCS I apresentam escores maiores que as crianças GMFCS II, portanto, com maior extensão do quadril na fase de apoio terminal a pré-oscilação.

No plano frontal, três componentes explicaram 93,2% da variância total dos dados. A CP1 explicou 67,8%, seguida da CP2 e CP3 com 13,9% e 11,5%, respectivamente. O IC de 95% mostrou que apenas a média dos escores da CP3 foi estatisticamente diferente entre o grupo GMFCS II e os grupos de crianças típicas e GMFCS I (Fig. 7). A carga vetorial (Fig. 5E) mostra valores positivos entre 10 e 50% do ciclo, correspondendo à fase de apoio e valores negativos a partir dos 60% do ciclo, em consonância com a fase de início da oscilação. Portanto, descreve a variação entre crianças na amplitude do ângulo de adução e abdução do quadril que ocorre nessas fases. Os valores extremos (Fig. 5F) mostram que crianças típicas e GMFCS I aduzem mais o quadril na fase de apoio e abduzem mais na fase de oscilação, comparadas às crianças do grupo GMFCS II.

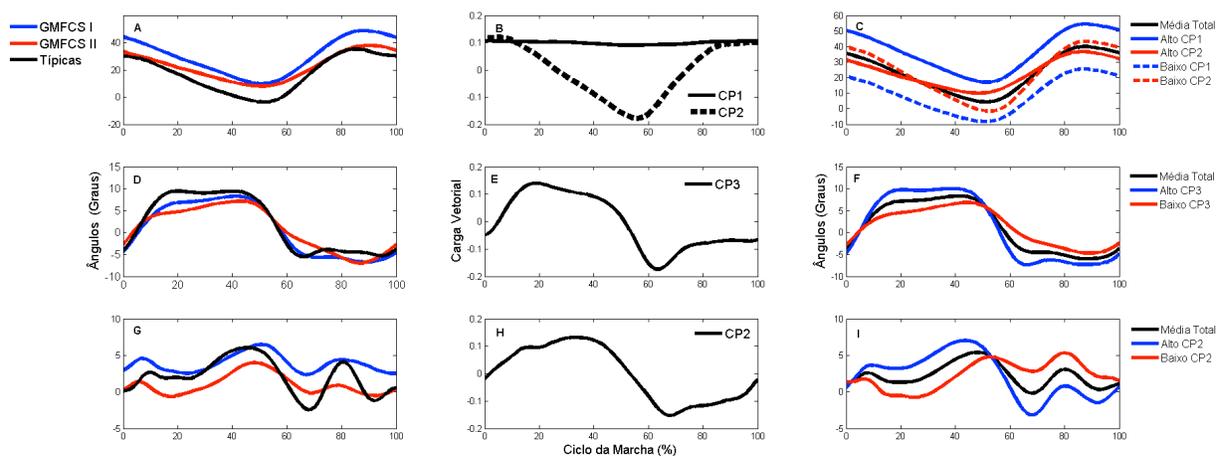


FIGURA 5. A, D, G) Média do deslocamento angular do quadril nos planos sagital, frontal e transversal, respectivamente, durante o ciclo da marcha dos grupos GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas; B, E, H) Vetores de carga estatisticamente significativos do quadril nos planos sagital, frontal e transversal, respectivamente; C, F, I) Curvas de média com os altos e baixos escores representados pela adição ou subtração 1DP das pontuações vezes o vetor de carga correspondente nos planos sagital, frontal e transversal do movimento de quadril, respectivamente.

No plano transversal, CP1 explicou 88,7% e a CP2, 4,6%, totalizando 93,3% de variância total explicada. O IC de 95% mostrou que apenas a média dos escores da CP2 foi estatisticamente diferente entre crianças típicas e crianças dos grupos GMFCS I e II (Fig. 8). O vetor de carga aponta valores positivos na fase de apoio e negativos na fase de oscilação. Consequentemente, descreve a diferença entre as amplitudes de rotação que ocorrem nessas fases. Observa-se que crianças com valores extremos (Fig. 5I), representadas por crianças típicas, apresentam maior ADM de rotação interna na fase de apoio e maior ADM de rotação externa na fase de oscilação, comparadas aos outros dois grupos.

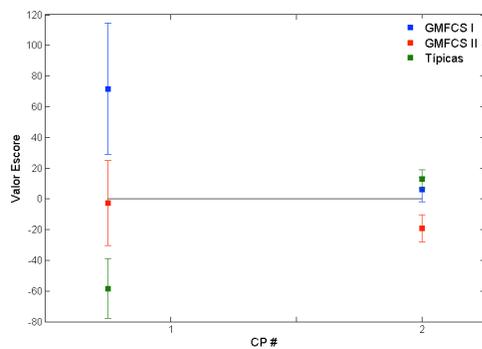


FIGURA 6: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1 e CP2 no plano sagital do quadril, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

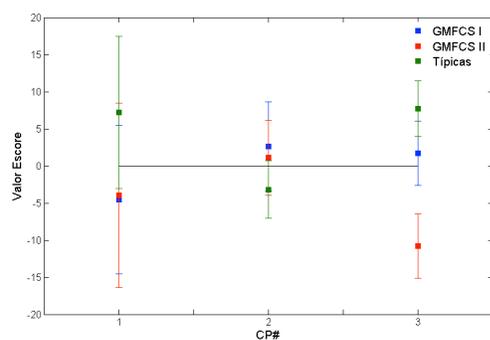


FIGURA 7: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1, CP2 e CP3 no plano frontal do quadril, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

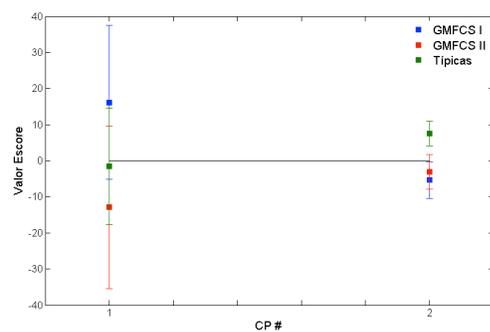


FIGURA 8: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1 e CP2 no plano transversal do quadril, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

A Figura 9A a 9I mostram os resultados da ACP da articulação do joelho entre os grupos do estudo. No plano sagital, três componentes explicaram 93,4% da variância dos dados. A CP1 explicou 68,7%, seguida da CP2 e CP3, com 18,1% e 6,6%, respectivamente. O IC de 95% mostrou que a média dos escores da CP1 foi estatisticamente diferente entre o grupo de crianças típicas e os grupos GMFCS I e II; enquanto os escores da CP2 foram diferentes entre os três grupos (Fig. 10). Os valores extremos mostrados na Figura 9C indicam que crianças com escores altos (crianças típicas) apresentam maior magnitude no ângulo de flexão do joelho em todo ciclo da marcha, comparadas às crianças com escores baixos (GMFCS I e II). Assim, a CP1 descreve a característica amplitude do ângulo de flexão do joelho em todo ciclo da marcha. A carga vetorial da CP2 apresenta valores negativos baixos na fase de apoio (30 a 50%) e valores positivos altos, na oscilação (60 a 80%); portanto, capta a variação na amplitude do ângulo de extensão que ocorre na fase de apoio médio e de flexão, na fase de oscilação. Os valores extremos confirmam que as crianças típicas, com escores maiores, estendem mais o joelho em apoio médio e fletem mais na oscilação, comparadas às crianças do grupo GMFCS I, as quais apresentam maior ADM que aquelas do grupo GMFCS II.

No plano frontal, três componentes explicaram 92,4% da variância dos dados. A CP1 explicou 75,8%, seguida de 10,7% da CP2 e 5,9% da CP3. O IC de 95% mostrou diferença significativa nos escores das CP2 e CP3. A diferença ocorreu entre o grupo GMFCS I e os grupos de crianças típicas e GMFCS II para a CP2 e entre o grupo GMFCS II e os demais grupos para a CP3 (Fig. 11). A carga vetorial da CP2 (Fig. 9E) mostra valores negativos até o final da fase de apoio e valores positivos altos entre 60% a 85% do ciclo. Os valores extremos, Figura 9F, indicam que a CP2 captura a diferença entre as amplitudes de adução e abdução que ocorrem entre as fases de apoio e oscilação. Os valores extremos (Fig. 9F) mostram que crianças típicas e GMFCS II, com os maiores escores (Fig.11), apresentam maior diferença entre as amplitude de abdução e adução em todo o ciclo em relação às crianças do grupo GMFCS I. Em relação à carga vetorial da CP3, Figura 9E, observam-se dois picos positivos no início e final do ciclo, intercalados por um pico negativo entre 40% e 70% do ciclo. Portanto, a CP3 parece refletir a variabilidade das crianças em abduzir e

aduzir o joelho durante o ciclo da marcha. Os valores extremos confirmam que as crianças típicas e do grupo GMFCS I apresentam maiores escores. Assim, esses dois grupos variam mais que as crianças do Grupo GMFCS II, que praticamente mantêm o joelho em neutro toda a fase de apoio e aduzem ligeiramente na oscilação.

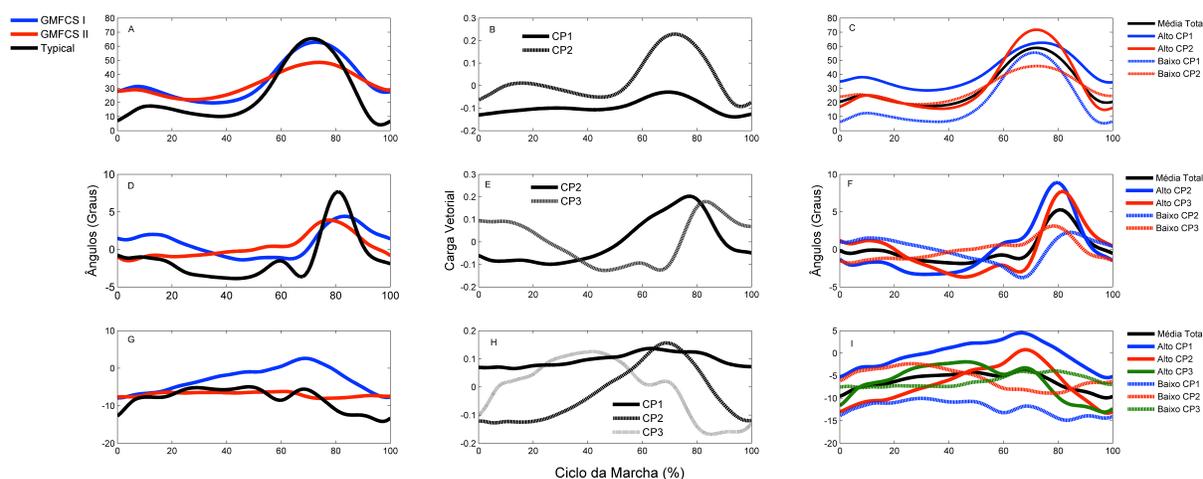


FIGURA 9. A, D, G) Média do deslocamento angular do joelho nos planos sagital, frontal e transverso, respectivamente, durante o ciclo da marcha dos grupos GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas; B, E, H) Vetores de carga estatisticamente significativos do joelho nos planos sagital, frontal e transverso, respectivamente; C, F, I) Curvas de média com os altos e baixos escores representados pela adição ou subtração 1DP das pontuações vezes o vetor de carga correspondente nos planos sagital, frontal e transverso do movimento de joelho, respectivamente.

No plano transversal, três componentes explicaram 90,7%, sendo que a CP1 explicou 68,4%, a CP2 14,7% e a CP3 7,6% da variabilidade dos dados. O IC de 95% mostrou que a média dos escores da CP1, CP2 e CP3 foram estatisticamente diferentes. O CP1 foi diferente entre o grupo GMFCS I e os grupos típicos e GMFCS II. O CP2 foi diferente entre o grupo GMFCS I e crianças do grupo GMFCS II. Não houve diferença entre os grupos GMFCS I e típicos e entre típicos e GMFCS II. A CP3 foi diferente entre o grupo de crianças típicas e os grupos GMFCS I e II (Fig. 12). O vetor de carga da CP1 (Fig. 9H) mostra valores positivos em todo o ciclo, portanto descreve a magnitude do ângulo de rotação do joelho no plano transversal. A Figura 9I corrobora essa afirmativa, pois crianças GMFCS I, representadas pelos valores extremos, apresentam maior magnitude de rotação que os grupos de crianças típicas e GMFCS II. O vetor de carga da CP2 apresenta valores negativos do início do ciclo até o final da fase de apoio médio, seguido de valores positivos até por volta de 80 a 85% do ciclo, ou seja, já no final da fase de oscilação. Portanto, a CP2 captura a diferença entre a amplitude de rotação que ocorre entre as fases de apoio e oscilação. Os valores extremos (Fig. 9F) mostram que crianças GMFCS I, com os maiores escores (Fig. 12), apresentam maior diferença entre as amplitudes de rotação em relação apenas às crianças do grupo GMFCS II. A carga vetorial da CP3 reflete amplitude de rotação externa. Os valores extremos mostram que escores mais altos, crianças típicas, rodam mais externamente o joelho que crianças dos grupos GMFCS I e II.

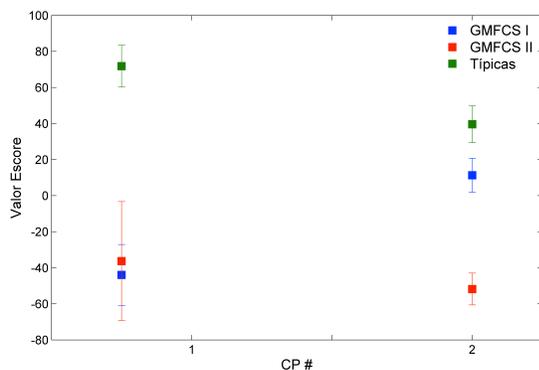


FIGURA 10: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1 e CP2 no plano sagital do joelho, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

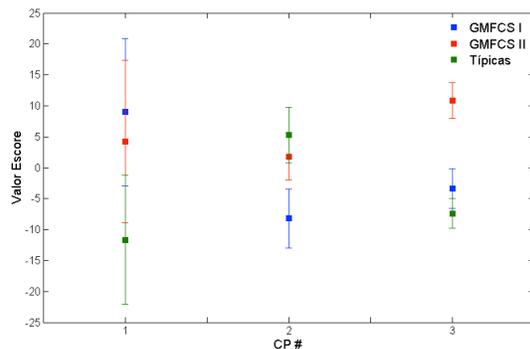


FIGURA 11: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1, CP2 e CP3 no plano frontal do joelho, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

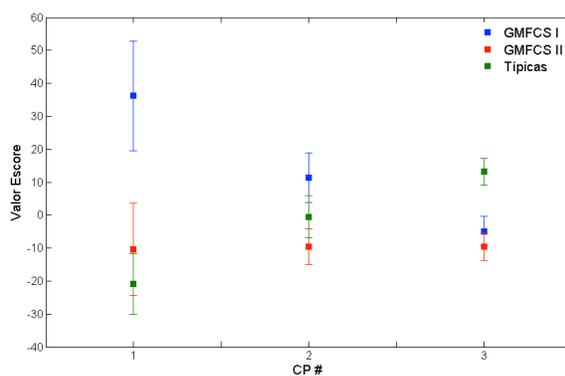


FIGURA 12: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1, CP2 e CP3 no plano transversal do joelho, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

A Figura 13A a 13I mostram os resultados da ACP na articulação do tornozelo entre os grupos do estudo. No plano sagital, três componentes explicaram 92,3% da variância total dos dados. A CP1 explicou 76,1%, seguida da CP2 e CP3, com 11,7% e 4,5%, respectivamente. O IC de 95% mostrou que a média da diferença entre os escores tanto da PC2 como da PC3 foi estatisticamente diferente entre os grupos (Fig. 14). A CP2 foi diferente entre o grupo GMFCS II e os grupos de crianças típicas e GMFCS I e a CP3 entre o grupo típico e os grupos GMFCS I e II. O vetor de cargas da CP2 (Fig. 13B) mostra valores positivos no início do ciclo até a fase de apoio médio e valores negativos altos na fase de pré-balanço. Portanto, descreve a variação na ADM de dorsiflexão e flexão plantar que ocorre nessas fases. Os valores extremos, Figura 13C, mostram que as crianças com escores elevados, típicas e do grupo GMFCS I, apresentam maior ADM de dorsiflexão e flexão plantar que as crianças do grupo GMFCS II. A carga vetorial da CP3, Figura 13B, captura principalmente a variação que ocorre na ADM de flexão plantar nos primeiros 15% do ciclo. A Figura 13C confirma a diferença na ADM de flexão plantar que ocorre entre as crianças típicas e os grupos GMFCS I e II.

No plano frontal, a CP1 explicou 72,4% seguida por 10,1% de explicação da CP2 e 7,5% da CP3, totalizando 90,0% de variância total explicada. O IC de 95% resultou em diferença significativa na média dos escores da CP1 entre o grupo GMFCS II e os grupos GMFCS I e de crianças típicas (Fig. 15). A carga vetorial da CP1 (Fig. 13E) mostra todos os valores positivos. Portanto, reflete a variação na magnitude da angulação do tornozelo do plano frontal entre as crianças. A Figura 13F confirma esse achado, pois crianças com escores altos (típicas e GMFCS I) apresentam maior magnitude de inversão do tornozelo que crianças com escores baixos (GMFCS II).

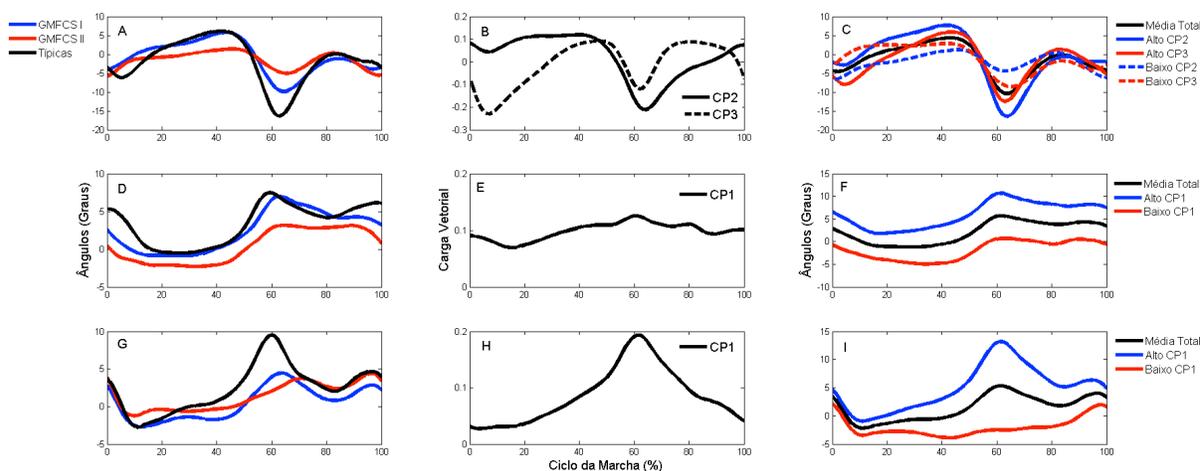


FIGURA 13. A, D, G) Média do deslocamento angular do tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal, respectivamente, durante o ciclo da marcha dos grupos GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas; B, E, H) Vetores de carga estatisticamente significativos do tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal, respectivamente; C, F, I) Curvas de média com os altos e baixos escores representados pela adição ou subtração 1DP das pontuações vezes o vetor de carga correspondente nos planos sagital, frontal e transversal do movimento de tornozelo, respectivamente.

No plano transversal, quatro componentes explicaram 92,5% da variância total dos dados. Apenas a CP1 com 64,8% de variância explicada apresentou IC de 95% da média dos escores significativamente diferente entre o grupo de crianças típicas e os grupos GMFCS I e II (Fig. 16). O vetor de cargas da CP1 (Fig.13H) tem valores positivos durante todo o ciclo da marcha, descrevendo a magnitude do movimento do tornozelo no plano transversal. A Figura 4I suporta esse achado e mostra a variação na magnitude do ângulo de adução/abdução entre crianças com escores elevados (típicas) e crianças com escores baixos (grupos GMFCS I e II), mais pronunciada entre 40 e 80% do ciclo. A tabela 2 faz sumário da interpretação biomecânica das componentes significativas de cada articulação e como essa interpretação reflete nas diferenças entre os grupos de crianças típicas, GMFCS I e II.

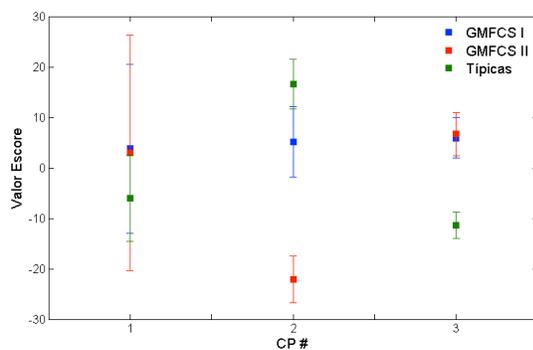


FIGURA 14: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1, CP2 e CP3 no plano sagital do tornozelo, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

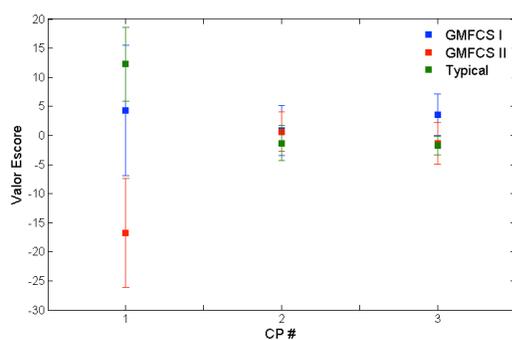


FIGURA 15: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1, CP2 e CP3 no plano frontal do tornozelo, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

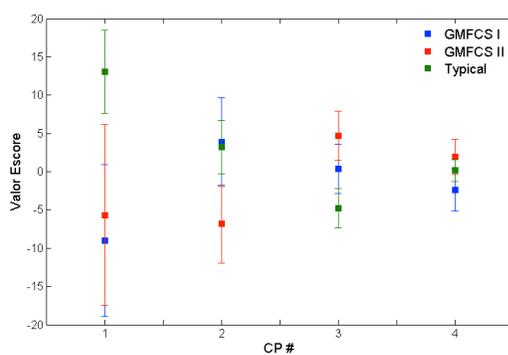


FIGURA 16: Intervalo de confiança de 95% da média dos escores das CP1, CP2, CP3 e CP4 no plano transverso do tornozelo, entre os grupos de crianças com paralisia cerebral GMFCS I, GMFCS II e crianças típicas.

TABELA 2. Sumário da interpretação das componentes significativas e o resultado em relação à diferença entre os grupos de crianças típicas, GMFCS I e II (N = 56).

Articulação	Interpretação	Diferença entre grupos
Pelve		
Sagital		
CP2	Sincronização evento	Típicas ≠ GMFCS II ≠ GMFCS I
CP3	Maior ADM inclinação pélvica	GMFCS II > Típicas = GMFCS I
Frontal		
CP3	Maior ADM obliquidade pélvica	Típicas > GMFCS I > GMFCS II
Transverso		
CP2	Maior ADM rotação externa/interna	Típicas > GMFCS I > GMFCS II
Quadril		
Sagital		
CP1	Amplitude total flexão	GMFCS I > GMFCS II > Típicas
CP2	Maior ADM extensão	Típicas = GMFCS I > GMFCS II
Frontal		
CP3	Maior ADM adução/abdução	Típicas = GMFCS I > GMFCS II
Transverso		
CP2	Maior ADM rotação interna/externa	Típicas > GMFCS I = GMFCS II
Joelho		
Sagital		
CP1	Amplitude total de flexão/extensão	Típicas > GMFCS I = GMFCS II
CP2	Diferença ADM extensão/flexão	Típicas > GMFCS I > GMFCS II
Frontal		
CP2	Diferença ADM abdução/adição	Típicas = GMFCS II > GMFCS I
CP3	Maior variabilidade	Típicas = GMFCS I > GMFCS II
Transverso		
CP1	Amplitude total rotação int/ext	GMFCS I > Típicas = GMFCS II
CP2	Diferença na ADM rotação	GMFCS I > Típicas = GMFCS II
CP3	Maior ADM rotação externa	Típicas > GMFCS I = GMFCS II
Tornozelo		
Sagital		
CP2	Diferença ADM dorsiflexão/flexão plantar	Típicas = GMFCS I > GMFCS II
CP3	Maior ADM flexão plantar	Típicas > GMFCS I = GMFCS II
Frontal		
CP1	Amplitude total inversão/eversão	Típicas = GMFCS I > GMFCS II
Transverso		
CP1	Amplitude total de adução	Típicas > GMFCS I = GMFCS II

4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo comparar o deslocamento angular da pelve e articulações do quadril, joelho e tornozelo nos três planos de movimento, entre grupos de crianças diplégicas espásticas níveis I e II do GMFCS e crianças com desenvolvimento típico. As curvas temporais da marcha foram obtidas por meio de instrumentos tridimensionais de análise de marcha que fornecem dados quantitativos objetivos e em tempo real e que não podem ser visualizados ou medidos na prática clínica. Embora a análise instrumentada da marcha não objetive substituir a avaliação clínica, a combinação desses dois fatores fortalece as bases para o desenvolvimento de um melhor tratamento da criança com diplegia espástica (41). Somado a isso, as curvas temporais foram comparadas usando a análise de componentes principais que tem como principal objetivo reduzir um grande número de variáveis, correlacionadas, em um menor número de variáveis (62;63). As novas variáveis denominadas componentes principais, são não correlacionadas e preservam a variância total das variáveis originais (44). Esse tipo de análise estatística multivariada vem sendo usado com sucesso em curvas temporais da marcha, não só pela capacidade de redução na dimensionalidade dos dados, mas também pelo potencial da técnica de retirar informações importantes de dados com alta dependência temporal, alta variabilidade e correlação (44). O presente estudo mostrou diferenças no deslocamento angular da pelve e articulações do membro inferior entre os grupos investigados. Estes resultados contribuem para uma melhor discriminação de crianças níveis I e II do GMFCS além de fornecer dados cinemáticos que podem ser usados na implementação dos programas de reabilitação de crianças com diplegia espástica.

Quando comparamos as crianças típicas com as crianças diplégicas espásticas GMFCS I, torna-se importante ressaltar as características motoras que classificam a criança diplégica como GMFCS I. A criança diplégica GMFCS I é capaz de andar sem limitação em casa, na escola e em ambientes externos. É ainda capaz de subir escadas sem usar o corrimão, correr e pular, mas a velocidade com que realiza os movimentos, a destreza, o equilíbrio e a coordenação para tais atividades e para as atividades físicas e desportivas que utilizam a marcha como locomoção estão prejudicadas (27;28;64). Por exemplo, quando comparada a uma criança típica, a

criança GMFCS I não consegue completar de maneira eficiente atividades motoras mais complexas como o saltar sobre um pé só, descer escadas alternando os pés, pular para o chão a partir de um degrau, pular para frente e para cima com os dois pés simultaneamente, andar sobre uma linha reta, dar um passo sobre um bastão na altura de seus joelhos, dentre outras atividades (65;66). As diferenças clínicas mais claramente observáveis aparecem devido a problemas em relação à estabilidade, alinhamento, distribuição de peso, coordenação e dissociação presentes durante a realização dos movimentos (67).

Em relação às crianças GMFCS I e II, as diferenças funcionais aparecem nas limitações que as crianças GMFCS II apresentam na marcha em longas distâncias, em superfícies irregulares e inclinadas, seja em locais públicos ou espaços confinados além da dificuldade para subir escadas, pois precisam segurar no corrimão e para caminhar carregando objetos. No nível II as crianças também apresentam poucas habilidades para realizar atividades motoras grossas como correr e pular e para participar de atividades físicas e esportes necessitando de auxílios mecânicos (68).

Clinicamente observamos que, as crianças GMFCS I apresentam mínimas deficiências na marcha, muitas vezes nem notada por leigos. Em sua marcha notamos pequenas assimetrias entre os dois lados do corpo, maior flexão de quadril, pouca mobilidade e dissociação entre articulações como, por exemplo, menor elevação do pé no balanço que algumas vezes acontece devido à pouca flexão de joelho, pela pequena mobilidade do pé, ou por algum outro motivo que sem a realização de adequado exame clínico fica difícil especificar. Geralmente estas crianças realizam compensações, aumentando a mobilidade do tronco e o balanço dos braços durante a marcha. Já as crianças GMFCS II mostram pior equilíbrio, tanto estático quanto dinâmico, pior coordenação, menor segurança e destreza tanto na marcha quanto em outras tarefas. Na marcha, elas realizam mais movimentos compensatórios de tronco e membros superiores e, apresentam maiores desalinhamentos biomecânicos e limitações nas amplitudes de movimento dos membros inferiores. Na análise observacional da marcha, saltam aos olhos algumas características clínicas como menor mobilidade e maior inclinação pélvica anterior, aumento da flexão, adução e rotação interna de quadril, a maior flexão e adução de joelho e o desalinhamento do pé,

que geralmente se mantêm com maior abdução à medida que as crianças ficam mais velhas, sendo que estas características variam bastante entre os casos.

Na pelve, as curvas temporais da marcha mostraram que os grupos de crianças GMFCS I e II apresentaram diferenças na sincronização do movimento de inclinação pélvica entre si e em relação ao grupo típico, ou seja, o movimento ocorre em momentos mais tardios no ciclo da marcha no grupo II seguido do grupo I em relação ao grupo típico. Entretanto, a ADM de inclinação pélvica foi similar entre as crianças típicas e GMFCS I e maior nas crianças GMFCS II. Somado a isso, uma menor obliquidade pélvica no plano frontal e menor ADM de rotação externa/interna no plano transversal foi observado no grupo de crianças GMFCS II, seguida das GMFCS I e típicas.

Durante a marcha, os movimentos da pelve e quadril estão intimamente relacionados, tornando-se difícil explicar as alterações na pelve sem mencionar os movimentos do quadril. Por exemplo, no momento do contato do pé no chão, a pelve está próxima da posição neutra. A partir do momento que o quadril começa a estender, a pelve tende a inclinar anteriormente, seguida de retorno à inclinação posterior após o quadril atingir o máximo de extensão e retornar para a flexão. Portanto, os movimentos de flexão/extensão do quadril influenciam diretamente os movimentos da pelve no plano sagital (69-71).

Nossos resultados mostraram que a ADM total de flexão do quadril foi maior nas crianças GMFCS I, seguidas do grupo II e típicas. Embora as crianças GMFCS I tenham apresentado ADM de extensão similar às típicas (CP2), observa-se que de fato o grupo GMFCS I não estende o quadril como as crianças típicas, andando com o quadril em flexão todo o ciclo da marcha. Ou seja, a CP2 captou o retorno da flexão; embora exista uma tentativa das crianças GMFCS I no sentido da extensão do quadril essa amplitude não foi atingida no final da fase de apoio, o que pode ter influenciado a sincronização do movimento de inclinação anterior e posterior da pelve no grupo GMFCS I. Já o grupo GMFCS II, apresentou menor amplitude total de flexão que o grupo GMFCS I e menor ADM de extensão do quadril que os demais grupos. Com menor mobilidade de quadril no plano sagital é esperado que os movimentos pélvicos do grupo GMFCS II estejam mais alterados. Entretanto, é importante ressaltar que as

crianças GMFCS II apresentaram maior inclinação pélvica. Esse tipo de movimento é conhecido como “double bump pelvis”, caracterizado pelo aumento da inclinação anterior da pelve durante o ciclo, ou seja, crianças com perda de extensão de quadril tendem a oscilar mais a pelve na tentativa de ganhar extensão e conseqüentemente comprimento do passo (72). Esse tipo de estratégia normalmente ocorre pela dificuldade da criança em dissociar os movimentos pélvicos dos movimentos do quadril, envolvendo também fraqueza de extensores e/ou espasticidade de flexores de quadril (72;73).

De acordo com Rethlefsen et al. (2010) o excesso de flexão de quadril na fase final de apoio está relacionado com a quantidade de amplitude de extensão passiva do quadril, com a média de inclinação pélvica e também com a amplitude de extensão de joelho que a criança atinge na fase de apoio da marcha (74). Como observado no plano sagital do joelho, crianças GMFCS I e II apresentaram menor ADM de flexão/extensão que as típicas e crianças GMFCS II menor extensão (CP2 – diferença ADM extensão/flexão) que os demais grupos. Portanto, todos esses fatores contribuem para que os movimentos da pelve e do quadril de crianças GMFCS II sejam menos eficientes que os das crianças GMFCS I que também são menos eficientes em relação às crianças com desenvolvimento típico.

Ainda em relação a influência dos movimentos pélvicos no quadril, a adução/abdução do quadril resultam em grande parte do movimento de elevação da pelve também denominado obliquidade pélvica (69). Quando a hemipelve do membro de apoio se encontra elevada, a amplitude de adução do quadril é favorecida, e isto ocorre quando o membro encontra-se em apoio ipsilateral. A adução nesse momento é importante para manter a estabilidade do corpo em apoio unipodal, pois tem como objetivo trazer o centro de gravidade para perto da linha mediana do corpo, diminuindo o braço de alavanca do momento de força externo abductor (69;71). Por outro lado, quando a hemipelve deprime, favorece a abdução do quadril, que é importante para liberar o pé do chão e permitir o avanço do membro à frente (69;71).

Crianças GMFCS I apresentaram menor elevação pélvica na fase de apoio da marcha em relação as típicas e maior em relação as GMFCS II. Portanto, tanto o nível I quanto o nível II do GMFCS apresentam perda de estabilidade na marcha, mais

acentuada nas crianças GMFCS II. Como a ADM de abdução/adução do quadril foi similar entre as crianças típicas e GMFCS I, é possível que o grupo GMFCS II como não consegue adequada mobilidade pélvica no plano frontal, aumente a mobilidade rotacional, aumentando a rotação interna da pelve, na tentativa de diminuir o comprimento do membro e facilitar o contato inicial do pé (75). O padrão de flexão de joelho apresentado pelo grupo GMFCS II justifica essa tentativa para melhor posicionamento do membro fletido no contato inicial. Nossos resultados são condizentes com estudo similar conduzido por Kirkwood e col.(2012, in press.), que demonstraram que crianças diplégicas nível GMFCS II apresentam menor amplitude de obliquidade pélvica que crianças diplégicas GMFCS I na fase de apoio da marcha (25). Essa diferença biomecânica entre os grupos GMFCS I e II justifica a maior dificuldade da criança GMFCS II em atividades motoras grossas como o correr e pular e necessidade de assistência física ou mecânica para andar longas distâncias ou subir escadas (74).

Embora as alterações rotacionais sejam as mais difíceis de serem observadas na clínica, são anormalidades comuns em crianças com paralisia cerebral e tendem a ser mais graves em níveis mais avançados do GMFCS (70)(76). No presente estudo a ADM de rotação interna/externa das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram similares entre as crianças GMFCS I e II e significativamente menor comparada com as crianças típicas. Apenas na pelve as crianças GMFCS II apresentaram menor ADM de rotação interna/externa em relação ao grupo GMFCS I, ou seja, o grupo GMFCS II deambulou em rotação interna em quase toda extensão do ciclo da marcha, caracterizando uma retração pélvica do membro oposto.

Durante a marcha normal, a pelve roda internamente e externamente em torno de 5°, movimentos também conhecidos como protração e retração pélvica, respectivamente (77;78). Quando o membro direito avança a hemipelve direita está rodada internamente (protração) e a hemipelve do membro oposto encontra-se rodada externamente (retração). Dentre os fatores cinemáticos relacionados ao aumento da retração pélvica em crianças diplégicas estão o excesso de rotação interna do quadril, redução da extensão de quadril e redução da dorsiflexão de tornozelo na fase de apoio da marcha (77-80). Embora a rotação interna de quadril entre os grupos GMFCS I e II

foi similar, o grupo GMFCS II apresentou maior perda de extensão de quadril e de dorsiflexão de tornozelo. Outros fatores não mensurados nesse estudo podem também ter contribuído, como encurtamento dos músculos flexores de quadril e flexores plantares do tornozelo (77). Entretanto, a presença de retração pélvica mais acentuada no grupo GMFCS II sugere uma marcha mais assimétrica em relação às crianças nível GMFCS I e acentua a importância de intervenções focadas na redução dessa alteração em crianças diplégicas GMFCS II.

Em crianças diplégicas as deformidades em flexão da articulação do joelho durante a marcha são predominantes (81). Os padrões de joelho mais descritos na literatura incluem a marcha saltitante (jump knee), com equino verdadeiro, com equino aparente e a marcha agachada (marcha crouch). Dentre estes padrões, a marcha saltitante e a marcha agachada são comuns em crianças GMFCS II e quase nunca presentes em crianças GMFCS I (41). A marcha saltitante é caracterizada por aumento da flexão de quadril e joelhos e dorsiflexão de tornozelo no contato inicial, seguido de extensão de joelho e flexão plantar de tornozelo na fase de resposta a carga e apoio médio. Já a marcha agachada é caracterizada por aumento da flexão de joelhos e quadril associada a um excesso de dorsiflexão de tornozelo durante todo o ciclo da marcha (41). Em nosso estudo, o grupo GMFCS II apresentou menor flexão de quadril, menor amplitude de flexão/extensão de joelho e de dorsiflexão/flexão plantar em relação ao grupo I. Portanto, a média do grupo II não se caracterizou pela marcha agachada, apresentando um padrão mais próximo, mas não similar, de marcha saltitante. Em relação ao grupo GMFCS I, as crianças deambularam com maior amplitude de flexão de quadril, menor amplitude de flexão/extensão de joelhos e padrão de tornozelo similar com as típicas.

Torna-se importante trazer nossos achados para o dia a dia na clínica. As diferenças mais importantes nas crianças GMFCS I foram a menor elevação pélvica, maior inclinação pélvica anterior, maior flexão de quadril, menor ADM de rotação interna/externa, com manutenção de maior rotação interna e menor ADM de flexão/extensão de joelho. Esses achados nos embasa para que na clínica possamos enfatizar o trabalho na pelve e quadril, tanto em termos de mobilidade quanto de reforço muscular. As crianças GMFCS II apresentaram movimentos de pelve e de

quadril menos eficientes que as GMFCS I. Clinicamente fica ainda mais evidente a necessidade de enfatizar nas crianças GMFCS II o trabalho de mobilidade pélvica, nos três planos de movimento, o trabalho de extensão de quadril, considerando tanto em termos de ganho de ADM dos flexores, quanto de contração muscular ativa da musculatura extensora. As crianças GMFCS II apresentaram também menor elevação e maior rotação interna de pelve além de pior estabilidade na marcha; por este motivo é muito importante o ganho de mobilidade pélvica nestes planos, associado à contração ativa da musculatura, para que a criança aprenda a realizar estes movimentos e, em seguida o reforço muscular, dos abdutores de quadril associado ao reforço dos extensores. Ainda em relação às crianças GMFCS II é de grande importância a melhora da extensão de joelho durante a fase de apoio da marcha, da mobilidade e da força muscular de tornozelo. Importante também lembrar que nos dois grupos GMFCS, as crianças precisam vivenciar os movimentos em termos funcionais, por isto, além do trabalho muscular isolado, precisamos que estas musculaturas sejam ativadas durante a marcha para que a criança consiga aos poucos deambular com melhor alinhamento, equilíbrio e coordenação.

As diferenças cinemáticas observadas entre os grupos em relação a articulação do tornozelo não foram tão acentuadas quanto as observadas nos demais segmentos investigados. Crianças com paralisia cerebral dipléica tendem a evoluir para um padrão equino caracterizado por excesso de flexão plantar do retropé em relação ao tornozelo durante todo o ciclo da marcha (82). Em nosso estudo esse tipo de padrão não foi observado, embora as crianças GMFCS II tenham apresentado maior perda de ADM de flexão plantar e dorsiflexão em relação ao grupo I e estas de flexão plantar em relação às típicas. A diminuição da dorsiflexão na fase de apoio impede o avanço da tibia sobre o pé e leva à elevação precoce de calcânhar (70). O resultando é um ciclo de marcha com redução do tamanho de passo além de perda da amplitude de flexão plantar limitando a impulsão do corpo a frente. Somado a isso, as crianças GMFCS I e II apresentaram também menor amplitude de adução do tornozelo em relação às crianças típicas, mantendo-se com maior abdução em praticamente todo o ciclo. A manutenção da amplitude de abdução na fase de apoio, leva à rotação interna da tibia desencadeando rotação interna na coxa e pelve. Esta alteração no plano transversal

do tornozelo é comum nas crianças diplégicas espástica e apresenta grande correlação com as alterações rotacionais de pelve e quadril, como observado e discutido anteriormente (80).

Apesar de as alterações de tornozelo serem menos significativas que as encontradas nos demais segmentos, enfatizamos a necessidade da intervenção em termos da mobilidade, da ativação muscular com contração muscular ativa e do reforço dos músculos nesta articulação uma vez que toda a base de sustentação do corpo se dá a partir do pé. Além disso, precisamos que estas crianças apresentem melhor alinhamento biomecânico do tornozelo e ativem melhor estas musculaturas, pois elas estão diretamente relacionadas à impulsão do corpo durante a marcha.

Outro fator importante que não pode deixar de ser mencionado está relacionado com a velocidade da marcha e o comprimento da passada durante o ciclo da marcha. A literatura mostra uma relação positiva entre diminuição da velocidade e perda de amplitude articular (43). Além disso, já foi determinado que o comprimento da passada é fator determinante da velocidade de marcha (83). Nossos achados mostraram diferenças na velocidade e no comprimento da passada entre os três grupos de crianças. Tanto a velocidade da marcha como o comprimento da passada foram maiores nas crianças típicas, seguido das GMFCS I e II. Esse resultado justifica as perdas de ADM observadas nos grupos GMFCS I e II na pelve e demais articulações do membro inferior observadas no três planos de movimento (Tabela 2).

O presente estudo teve como objetivo apenas a comparação da análise cinemática da marcha. Medidas de força muscular, tônus e outros testes funcionais não foram incluídos, mas acreditamos que poderiam ter contribuído para o estudo como um todo. Portanto, sugerimos que estudos futuros englobem medidas clínicas como parte de seus protocolos. Nosso estudo contribui para a prática clínica na caracterização das diferenças cinemáticas entre as crianças diplégicas GMFCS I e II diferenças essas muitas vezes difíceis de serem captadas durante o exame clínico. Compreendemos que a análise instrumentada da marcha é um exame complexo e oneroso, por isso acreditamos que nossos resultados contribuem como mais um parâmetro importante no tratamento de crianças com diplégicas nível I e II do GMFCS.

5 CONCLUSÃO

A análise de componentes foi capaz de reduzir a dimensionalidade dos dados tornando possível a comparação do deslocamento angular de todo o ciclo entre grupos. Dentre os achados da pelve e quadril observamos que o que mais contribuiria para diferenciar crianças GMFCS I das crianças típicas durante a avaliação seriam a diminuição da elevação pélvica, o aumento da amplitude de flexão do quadril, e a menor ADM de rotação interna/externa, com manutenção de maior rotação interna, durante o ciclo da marcha das crianças GMFCS I. Em relação aos grupos GMFCS I e II, além da menor obliquidade pélvica, seria importante observar se as crianças estendem, e aduzem menos o quadril na fase de apoio da marcha, o que caracterizaria uma criança GMFCS II. Em relação a articulação do joelho e tornozelo as crianças GMFCS II estendem menos o joelho durante o apoio e apresentam maior perda de dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo em relação às GMFCS I. Já as crianças GMFCS I apresentaram menor amplitude de flexão/extensão de joelhos e padrão de tornozelo similar com as típicas, exceto pela menor flexão plantar. Somado a isso, a velocidade da marcha e o tamanho da passada tendem a diminuir à medida que o comprometimento motor aumenta. Nossos achados além de justificar a classificação do GMFCS mostram as diferenças cinemáticas mais importantes entre crianças GMFCS I e típicas e crianças GMFCS II e I durante a marcha, ajudando na prática clínica a compreender como as crianças GMFCS I e II funcionam, para que assim, tratamentos mais individualizados possam ser planejados e que as evoluções clínicas da marcha sejam mais claramente observadas.

REFERÊNCIAS

- (1) BARTLETT, D.J.; PALISANO, R.J. A multivariate model of determinants of motor change for children with cerebral palsy. **Phys Ther**, v. 80, n. 6, p. 598-614. jun 2000.
- (2) BAX, M. *et al.* Proposed definition and classification of cerebral palsy. **Dev.Med.Child Neurol.** v. 47, p. 571-576. abril 2005.
- (3) HOWLE, J.M.W. Cerebral Palsy. In: CAMPBELL, S.K. **Decision Making in Pediatric Physical Therapy**. Philadelphia: Churchill Livingstone, 1999. p. 23-83.
- (4) MILLER, F. Gait. In: MILLER, F. **Physical Therapy of Cerebral Palsy**. Springer, 2007. p. 207-342.
- (5) OLNEY, S.J.; WRIGHT, M. Cerebral Palsy. in. CAMPBELL, S.K., LINDEN, D.W.V.; PALISANO, R.J. **Physical Therapy for Children**. Missouri: Saunders Elsevier, 2006. p. 625-664.
- (6) LIMA, C.L.; FONSECA, L.F. **Paralisia Cerebral: neurologia ortopedia reabilitação**. Rio de Janeiro: Medsi Editora Médica e Científica, 2004.
- (7) OLNEY, S.J. *et al.* Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. **Phys Ther**. v.70, n.7, p. 431-8. jul 1990.
- (8) WILEY, M.E.; DAMIANO, D.L. Lower-extremity strength profiles in spastic cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v.40, n.2, p.100-7. Feb1998.
- (9) KRAMER, J.F.; MACPHAIL, H.E.A. Relationships among measures of walking efficiency, gross motor ability, and isokinetic strength in adolescents with cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v.6, n.1, p.3-8. 1994.
- (10) RODDA, J.; GRAHAM, H.K. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia:a basis for a management algorithm. **European Journal of Neurology**, v.8, Suppl. 5, p.98-108. 2001.
- (11) TARDIEU, C. *et al.* Trophic muscle regulation in children with congenital cerebral lesions. **J Neurol Sci**, v.42, n.3, p.357-64. Aug 1979.
- (12) HUFSCHMIDT, A.; MAURITZ, K.H. Chronic transformation of muscle in spasticity: a peripheral contribution to increased tone. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v.48, n.7, p.676-85. Jul 1985.

- (13) BAX, M.C.; BROWN, J.K. Contractures and their therapy. **Dev Med Child Neurol**, v.27, n.4, p.423-4. Aug 1985.
- (14) LANCE, J.W. **Spasticity**: disordered motor control. Chicago: Year Book Publishers, p.185-203.1980.
- (15) KATZ, R.T.; RYMER, W.Z. Spastic hypertonia: mechanisms and measurement. **Arch Phys Med Rehabil**, v.70,n.2, p.144-55. Feb 1989.
- (16) O'DWYER, N.J.; ADA. L.; NEILSON, P.D. Spasticity and muscle contracture following stroke. **Brain**, v.119, Pt. 5, p.1737-49. Oct 1996.
- (17) DAMIANO, D.L. *et al.* Spasticity versus strength in cerebral palsy: relationships among involuntary resistance, voluntary torque, and motor function. **Eur J Neurol**, v.8, Suppl 5, p.40-9. Nov 2001.
- (18) GIULIANI, C.A. Dorsal rhizotomy for children with cerebral palsy: support for concepts of motor control. **Phys Ther**, v.71, n.3, p.248-59. Mar 1991.
- (19) LIN, J.P. Dorsal rhizotomy and physical therapy. **Dev Med Child Neurol**, v.40, n.4, p.219. Apr 1998.
- (20) LANCE, J.W. Spasticity: Disordered Motor Control In: **Symposium Synopsis**. Chicago: Book Publishers, 1980. p.185-203.
- (21) LANDAU, W.M. Editorial: Spasticity: the fable of a neurological demon and the emperor's new therapy. **Arch Neurol**, v.31, n.4, p.217-9. Oct 1974.
- (22) GRAHAM, H.K.; SELBER, P. Musculoskeletal Aspects of Cerebral Palsy. **J.Bone Joint Surg.Br**, v.85-B, p.157-166. 2003.
- (23) VAZ, D.V. *et al.* Muscle stiffness and strength and their relation to hand function in children with hemiplegic cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v.48, n.9, p.728-33. Sep 2006.
- (24) DAMIANO, D.L. *et al.* Comparing functional profiles of children with hemiplegic and diplegic cerebral palsy in GMFCS levels I and II: are separate classifications needed? **Dev.Med.Child Neurol**, v.48, p.797-803. 2006.
- (25) KIRKWOOD, R.N.; FRANCO, R.L.D. Frontal plane motion of the pelvis and hip during gait stance discriminates children with diplegia levels I and II of the GMFCS. **Rehabilitation Research and Practice**. In press. 2012.
- (26) OEFFINGER, D. *et al.* Outcome assesments in children with cerebral palsy, Part I:descriptive characteristics of GMFCS Levels I to III. **Dev.Med.Child Neurol**, v.49, p.172-180. 2007.

- (27) PALISANO, R. RPB DLM. **GMFCS - E & R © 2007 CanChild Centre for Childhood Disability Research**. McMaster University. 2007.
- (28) PALISANO, R.J. *et al.* Gross Motor Function Classification System for Cerebral Palsy. **Dev Med Child Neurol**, v.39, p.214-223. 1997.
- (29) GRAHAM, H.K. Classifying cerebral palsy. **J Pediatr Orthop**, v.25, n.1, p.127-8. Jan 2005.
- (30) PALISANO, R.J.; *et al.* Validation of a model of gross motor function for children with cerebral palsy. **Phys Ther**, v.80, n.10, p.974-85. Oct 2000.
- (31) WOOD, E.; ROSENBAUM, P. The Gross Motor Function Classification System for cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v.42, p.292-296. 2000.
- (32) PALISANO, R. *et al.* Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v.39, n.4, p.214-23. Apr 1997.
- (33) OEFFINGER, D.J. *et al.* Clinical applications of outcome tools in ambulatory children with cerebral palsy. **Phys Med Rehabil Clin N Am**, v.20, n.3, p.549-65. Aug 2009.
- (34) PALISANO, R. *et al.* Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v.39, n.4, p.214-23. Apr 1997.
- (35) WINTER, D.A. Kinematics In: **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**, 3 ed. Willey, 2004.
- (36) CHIARI, L. *et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. **Gait Posture**, v.21, n.2, p.197-211. Feb 2005.
- (37) GAGE, J.R. **Gait Analysis in Cerebral Palsy**. London, MacKeith Press. 1991.
- (38) STOUT, J.L. **Gait: development and analysis in physical therapy for children**. Missouri: Saunders Elsevier, 2006.
- (39) ROSE, S.A. *et al.* Kinematic and kinetic evaluation of the ankle after lengthening of the gastrocnemius fascia in children with cerebral palsy. **J Pediatr Orthop**, v.13, n.6, p.727-32. Nov 1993.
- (40) OUNPUU, S.; GAGE, J.R.; DAVIS, R.B. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. **J Pediatr Orthop**, v.1, n.3, p.341-9. May 1991.

- (41) CHANG, F.M. *et al.* The role of gait analysis in treating gait abnormalities in cerebral palsy. **Orthop Clin North Am**, v.41, n.4, p.489-506. Oct 2010.
- (42) KERRIGAN, D.C. *et al.* Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. **Arch Phys Med Rehabil**, v.82, n.2, v.217-20. Feb 2001.
- (43) OLNEY, S.J.; GRIFFIN, M.P.; MCBRIDE, I.D. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. **Phys Ther**, v.74, n.9, p.872-85. Sep 1994.
- (44) CHAU, T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods. **Gait Posture**, v.13, n.1, p.49-66. Feb 2001.
- (45) DELUZIO, K.J. Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns. **Human Movement Science**, v.16, p.201-217. 1997.
- (46) ASTEPHEN, J.L.; DELUZIO, K.J. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. **Clin Biomech** (Bristol, Avon), v.20, n.2, p.209-17. Feb 2005.
- (47) ASTEPHEN, J.L. *et al.* Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. **J Orthop Res**, v.26, n.3, p.332-41. Mar 2008.
- (48) DELUZIO, K.J.; *et al.* Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns. **Human Movement Science**, v.16, p.201-17. 1997.
- (49) ASTEPHEN, J.L.; DELUZIO, K.J. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. **Clin Biomech** (Bristol , Avon), v.20, n.2, p.209-17 .Feb 2005.
- (50) ASTEPHEN, J.L. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. **J Biomech**, v.41, n.4, p.868-76. 2008.
- (51) COSTIGAN, P.A.; DELUZIO, K.J.; WYSS, U.P. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. **Gait Posture**, v.16, n.1, p.31-7. Aug 2002.
- (52) MINGOTI, S.A. **Análise de dados através de métodos de estatística multivariada**. Belo Horizonte: Editora UFMG, 2005.
- (53) ARAÚJO, P.A.; KIRKWOOD, R.N.; FIGUEIREDO, E.M. Validade e confiabilidade intra e interexaminadores da Escala Observacional de Marcha

- para crianças com paralisia Cerebral. **Rev.Bras.Fisioter.** v.13, n.3, 267-273. 2009.
- (54) QUALISYS, AB **Qualisys. Track Manger use manual. 1.9.2.** Gothenburg, 2006.
- (55) **VISUAL 3D - Software pago - Versão 3.33** [computer program]. Rockeville, 2007.
- (56) RAMSAY, J.O.; SILVERMAN, B.W. Principal components analysis for functional data. In: Ramsay JO, Silverman BW, editors. **Functional data analysis.** Montreal: Springer, p. 85-109. 1997.
- (57) RENCHER, A.C. **Methods of Multivariate Analysis.** 2 ed. Danvers: A Wiley-Interscience, 2002.
- (58) ASTEPHEN, J.L.; Deluzio, K.J. A multivariate gait data analysis technique: application to knee osteoarthritis. **Proc Inst Mech Eng H**, v.218, n.4, p.271-9. 2004.
- (59) MANLY, B.J.F. **Multivariate statistical methods.** New York: 3 ed. Chapman & Hall/CRC, 2004.
- (60) BRANDON, S.C.; DELUZIO, K.J. Robust features of knee osteoarthritis in joint moments are independent of reference frame selection. **Clin Biomech**, v.26, n.1, p.71-7. Sep 2010.
- (61) JOLLIFFE, I.T. **Principal Component Analysis.** New York: 2 ed. Springer, 2004.
- (62) DELUZIO, K.J.; ASTEPHEN, J.L. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis. **Gait Posture**, v.25, n.1, p.86-93. Jan 2007.
- (63) WRIGLEY, A.T., *et al.* Principal component analysis of lifting waveforms. **Clin Biomech**, v.21, n.6, p.567-78. Jul 2006.
- (64) ROSENBAUM, P.L. *et al.* Development of the Gross Motor Function Classification System for cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v.50, n.4, p.249-53. Apr 2008.
- (65) ROSENBAUM, P.L. *et al.* Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves. **JAMA**, v.18, n.288(11), p.1357-63. Sep 2002.
- (66) HANNA, S.E. *et al.* Stability and decline in gross motor function among children and youth with cerebral palsy aged 2 to 21 years. **Dev Med Child Neurol**, v.51, n.4, p.295-302. Apr 2009.

- (67) WRIGHT, V. **Quality of movement of ambulatory children and young with cerebral palsy:** introducing quality FM - Workshop 2011.
- (68) BAGLEY, A. *et al.* Outcome assessments in children with cerebral palsy, Part II: discriminatory ability of outcome tools. **Dev.Med.Child Neurol**, v.49, p.181-186. 2007.
- (69) NEUMANN, D.A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético - fundamentos para a reabilitação física.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.
- (70) PERRY, J. **Análise de Marcha - Volume 2 - Marcha Patológica.** Barueri: Ed. Manole, 2005.
- (71) PERRY, J. **Análise de Marcha - Volume 1 - Marcha Normal.** Barueri: Ed. Manole, 2005.
- (72) GAGE, J.R., *et al.* The Identification and Treatment of Gait Problems Cerebral Palsy. London, Mac Keith Press. **Clinics in Developmental Medicine.** p.180-181. 2009.
- (73) GAGE, J.R. **The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy.** Mac Keith Press, 2004.
- (74) RETHLEFSEN, S.A., *et al.* Excessive hip flexion during gait in patients with static encephalopathy: an examination of contributing factors. **J Pediatr Orthop**, v.30, n.6, p.562-7. Sep 2010.
- (75) RANCHO LOS AMIGOS. **Observational Gait Analysis.** Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center, Los Amigos Research and Institute Inc. 2001.
- (76) WREN, T.A.; RETHLEFSEN, S.; KAY, R.M. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. **J Pediatr Orthop**, v.25, n.1, p.79-83. Jan 2005.
- (77) O'SULLIVAN, R., *et al.* Factors associated with pelvic retraction during gait in cerebral palsy. **Gait Posture**, v.25, n.3,p.425-31. Mar 2007.
- (78) DE MORAIS FILHO, M.C. *et al.* Factors associated with pelvic asymmetry in transverse plane during gait in patients with cerebral palsy. **J Pediatr Orthop B**, v.18, n.6, p.320-4. Nov 2009.

- (79) OUNPUU, S. Long-term effects of femoral derotation osteotomies: an evaluation using three-dimensional gait analysis. **J Pediatr Orthop**, v.22, n.2, p.139-45. Mar 2002.
- (80) GASTON, M.S. *et al.* Transverse plane rotation of the foot and transverse hip and pelvic kinematics in diplegic cerebral palsy. **Gait Posture**, v.34, n.2, p.218-21. Jun 2011.
- (81) YOUNG, J.L. *et al.* Management of the knee in spastic diplegia: what is the dose? **Orthop Clin North Am**, v.41, n.4, p.561-77. Oct 2010.
- (82) DAVIDS, J.R. The foot and ankle in cerebral palsy. **Orthop Clin North Am**, v.41, n.4, p.579-93. Oct 2010.
- (83) NOVACHEK, T.F. The biomechanics of running. **Gait Posture**, v.1 n.7(1), p.77-95. Jan 1998.

ANEXOS E APENDICES

ANEXO 1: Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do estudo Comparação dos Marcadores Cinemáticos da Marcha de crianças com desenvolvimento típico e com paralisia cerebral diplérgica espástica nível I e II do GMFCS.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

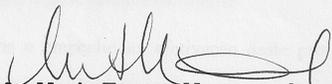
Parecer nº. ETIC 0642.0.203.000-10

Interessado(a): Profa. Renata Noce Kirkwood
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 26 de maio de 2011, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado "**Comparação dos marcadores cinemáticos da marcha de crianças com desenvolvimento típico e com paralisia cerebral diplérgica espástica nível I e II do GMFCS**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

Av. Pres. Antonio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II - 2º andar – Sala 2005 – Cep:31270-901 – BH-MG
Telefax: (031) 3409-4592 - e-mail: coep@prpq.ufmg.br

ANEXO 2: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido Para Pais ou Responsáveis e crianças

Título do Projeto: *Comparação dos marcadores cinemáticos da marcha de crianças com desenvolvimento típico e com paralisia cerebral diplérgica espástica nível I e II do GMFCS*

Prezados Pais ou Responsáveis e criança

Obrigada pelo seu interesse em participar desta pesquisa. O objetivo deste estudo é avaliar a marcha de seu filho (a) e comparar os dados coletados entre os grupos de crianças típicas e os grupos de crianças com paralisia cerebral que serão formados, a partir do nível de gravidade em que ele se encontrar. A participação de seu dependente será apenas caminhar sobre uma passarela para podermos avaliar através de filmagem e posterior análise de como ele está andando.

Os resultados desse estudo poderão ajudar pesquisadores e profissionais da reabilitação a compreender melhor a forma como as crianças diplérgicas espásticas andam e quais as alterações que apresentam durante a marcha, podendo ajudar na elaboração de propostas de intervenções mais específicas para promover a marcha destas crianças.

Procedimentos

Se concordar em participar deste estudo, você e seu dependente serão solicitados a comparecer ao Laboratório de Análise do Movimento, localizado na Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Departamento de Fisioterapia, 1º andar, *Campus Pampulha*. Você será solicitado a ler o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e, caso concorde em participar da pesquisa, assinar o termo.

Algumas informações como o peso, altura e idade de seu dependente serão registradas e arquivadas no computador. Em seguida, seu dependente será solicitado a vestir um *short* preto fornecido pelo pesquisador. Bolinhas de isopor serão colocadas sobre alguns pontos do corpo, como tronco, quadril, coxa, perna e pé. Essas bolinhas de isopor serão aderidas ao corpo usando uma fita adesiva dupla-face. Em seguida, seu dependente será solicitado a andar sobre uma passarela de 7 metros de comprimento, da maneira mais confortável possível. Uma vez acostumado com esse aparato, seu dependente será instruído ao comando da voz do pesquisador para andar normalmente sobre a passarela. Ele terá que andar sobre essa passarela cinco a seis vezes para garantir dados precisos para futura análise. O tempo que vocês permanecerão no laboratório é de no máximo uma (1) hora.

A participação nesta pesquisa consistirá em caminhar algumas vezes uma distância pré-determinada usando um *short* preto e realizar algumas outras tarefas como subir e descer escadas e, saltar em um pé só. É importante que você esteja consciente de que a participação neste estudo de pesquisa é completamente voluntária e de que você ou seu dependente pode recusar-se a participar ou sair do estudo a qualquer momento sem penalidades ou perda de benefícios aos quais você tenha direito de outra forma. Em caso de você decidir retirar-se do estudo, deverá notificar ao profissional e/ou pesquisador que o esteja atendendo. A recusa em participar ou a saída do estudo não influenciará seus cuidados nesta instituição.

Será dada ajuda de custo para o transporte (vale transporte), não sendo necessário que você arque com gasto extra em seu orçamento financeiro. As avaliações serão marcadas com antecedência e será feito contato telefônico 2 dias antes para confirmar a presença e o horário.

Riscos

A realização desta pesquisa oferece alguns riscos considerados mínimos para a criança. Para evitar risco de queda durante a realização dos testes de marcha o pesquisador ficará próximo do participante. Há também risco de irritação na pele por causa dos adesivos. A pele poderá apresentar vermelhidão passageira depois dos testes. Para minimizar esse risco, serão utilizados esparadrapos anti-alérgicos e os eletrodos e adesivos serão retirados cuidadosamente.

Benefícios

A participação no estudo poderá trazer benefícios diretos para o(a) seu(ua) filho(a). Espera-se que esse estudo ajude os profissionais da área de desenvolvimento infantil a compreender melhor a maneira de caminhar das crianças com paralisia cerebral. Outras crianças com paralisia cerebral também poderão ser beneficiadas, pois os profissionais que atendem essas crianças poderão utilizar as informações desse estudo para planejar seu tratamento. Espera-se que esse estudo contribua para o desenvolvimento de técnicas eficazes para melhorar as habilidades de crianças com paralisia cerebral de caminhar e realizar atividades do dia-a-dia, em casa e na escola.

Confidencialidade dos dados

Para garantir que as informações desse estudo sejam confidenciais, a criança receberá um número de identificação ao entrar no estudo e seu nome nunca será revelado em nenhuma

situação. Se a informação originada do estudo for publicada em revista ou evento científico, a criança não será identificada, pois será sempre representada com um número.

Além dos profissionais de saúde que estarão cuidando de você, agências governamentais locais, o Comitê de Ética em Pesquisa da instituição onde o estudo está sendo realizado, o patrocinador do estudo e seus representantes podem precisar consultar seus registros. Seu dependente não será identificado quando o material de seu registro for utilizado, seja para propósitos de publicação científica ou educativa. Ao assinar este consentimento informado, você autoriza as inspeções nesses registros. Para registro de suas informações, será assinalado um número ao seu nome e toda informação buscada será referenciada usando este número. Os dados aqui coletados serão utilizados neste estudo e, poderão ser utilizados em estudos futuros, respeitando sempre os critérios de confidencialidade.

Caso seu filho tenha participado de estudos de marcha prévios ao atual, cujos dados coletados serão usados no atual estudo, você receberá explicações sobre o uso dos dados de suas crianças no estudo atual e, será solicitada assinatura de novo TCLE para a utilização dos dados nesta nova pesquisa.

Para obter informações adicionais

Você receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento. Caso você venha a sofrer uma reação adversa ou danos relacionados ao estudo, ou tenha mais perguntas sobre o estudo, por favor, ligue para Dra. Renata Noce Kirkwood, no telefone (31) 34094792 ou (31) 99850707 ou para a fisioterapeuta Monica Bicalho Alves de Souza, no telefone (31) 32874873 ou (31) 92173186.

Se você tiver perguntas com relação a seus direitos como participante do estudo clínico, você também poderá contatar uma terceira parte/pessoa, que não participa desta pesquisa, Professora Maria Teresa Marques Amaral, Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa da instituição, no endereço Avenida Antônio Carlos, 6627, Unidade Administrativa II, 2º andar, sala 2005, Campus Pampulha – Belo Horizonte – Minas Gerais ou no telefax (31) 3409-4592.

Recusa ou abandono

A participação de sua criança nesse estudo é inteiramente voluntária, e você(s) é (são) livre(s) para concordar ou não com a sua participação. Caso desejado, a criança poderá abandonar o

estudo a qualquer momento. Depois de ter lido as informações acima, se for de sua vontade permitir que sua criança participe, por favor, preencha o consentimento abaixo.

Agradecemos a sua colaboração.

Monica Bicalho Alves de Souza
Aluna do Programa de Mestrado em
Ciências da Reabilitação – UFMG
fone: 32874873

Profa. Renata Noce Kirkwood, PhD, Fisiot.
Depto. de Fisioterapia – UFMG
fone: 34094792

Consentimento

Declaro que li e entendi as informações contidas acima. Todas as minhas dúvidas foram

esclarecidas e recebi uma cópia desse termo de consentimento. Dou minha permissão para que meu (minha) filho(a) participe do estudo ***Comparação dos marcadores cinemáticos da marcha de crianças com desenvolvimento típico e com paralisia cerebral diplérgica espástica nível I e II do GMFCS***

.

Assinatura do pai ou responsável

Assinatura da criança participante

Testemunha

Pesquisador responsável

Belo Horizonte, ____/____/2011.

Coordenadoras do Projeto:

Profa. Renata Noce Kirkwood, Departamento de Fisioterapia UFMG, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, fone: 34094792.

Monica Bicalho Alves de Souza, aluna do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação-UFMG, fone: 32874873.

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, fone: 34094592- Av. Antônio Carlos 6627, Campus Pampulha (Unidade Administrativa II, 2º andar)

ANEXO 3: Aspectos Demográficos e Clínicos

Data da Coleta:
Número de Identificação:
Nome:
Data de nascimento:
Idade:
Idade de Aquisição de Marcha:
Diagnóstico:
GMFCS:
Histórico de Cirurgia:
Histórico de Aplicação de Botox:
Peso:
Altura:
Contato:
Endereço:
Telefone:
e-mail:

ANEXO 4: Formulário de Avaliação de Predominância de MMII**Avaliação da Predominância do MMII**

	0	1	2	3
Em pé: levanta pé D, braços livres, 10 segundos				
Em pé: levanta pé E, braços livres, 10 segundos				
Em pé: chuta bola com pé D				
Em pé: chuta bola com pé E				
Em pé sobre o pé D: salta com pé D 10 vezes dentro de um círculo de 61 cm de diâmetro				
Em pé sobre o pé E: salta com pé E 10 vezes dentro de um círculo de 61 cm de diâmetro				