

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE
CRIANÇAS DIPLÉGICAS NÍVEL I e II DO GMFCS**

Rosa de Lourdes Lima Dias Franco

Belo Horizonte

2009

ROSA DE LOURDES LIMA DIAS FRANCO

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE
CRIANÇAS DIPLÉGICAS NÍVEL I e II DO GMFCS**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Faculdade de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre.

Área de concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano.

Orientador: Prof^a. Dr^a. Renata Noce Kirkwood.

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional - UFMG

2009

A meus pais, José (*in memoriam*) e Iolanda,
por tanto amor doado.

Ao João, Júnior e Henrique,
pelo amor incondicional.

AGRADECIMENTOS

A DEUS, pelas inúmeras manifestações em minha vida, inclusive esta!

À professora Renata Noce Kirkwood, pelo conhecimento dividido, pela dedicação ofertada e pela oportunidade oferecida. Obrigada por tudo!

Ao João, pelo companheirismo, apoio e cumplicidade.

Aos meus filhos, por entenderem a minha ausência.

A toda a minha família, pela torcida, paciência, incentivo e carinho. Valeu, galera!

Às colegas PUC-AMR: Simone, Kênia, Cláudia, Ana Paula e Rejane. Vocês foram mesmo companheiras, muito obrigada!

Aos companheiros do LAM: Cecília, Breno, Renam e Gustavo. Obrigada por toda a ajuda oferecida.

À colega Andréia, que compartilhou aflições, ansiedades e dúvidas, dando-me força e coragem; sou-lhe grata eternamente.

À Marilane, pelo carinho, atenção e ajuda sempre que precisei.

Aos colegas da PUC-BH e coordenação do curso de Fisioterapia da PUC-BH, pelo apoio.

A todos os meus amigos e amigas, pela torcida.

Às crianças e seus acompanhantes que participaram das coletas dos dados, pela colaboração e boa vontade: vocês foram fundamentais para a conclusão deste trabalho, agradeço de coração!

RESUMO

A paralisia cerebral (PC) resulta de uma lesão estática ao encéfalo em desenvolvimento. Vários estudos têm mostrado que os desvios da marcha de crianças com PC seguem um padrão diferente da marcha normal. O Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS) possui cinco níveis propostos para classificar a função motora grossa de crianças com PC e foi construído baseado nas limitações funcionais da criança, na necessidade de tecnologia assistiva durante a locomoção e com menos ênfase na qualidade do movimento. As diferenças entre crianças classificadas pelo GMFCS nível I e nível II estão na limitação da criança nível II em executar movimentos de transição, caminhar fora de casa e a necessidade de tecnologia assistiva para mobilidade. O objetivo do presente estudo foi analisar as variáveis cinemáticas da marcha entre dois grupos de crianças com PC classificadas como níveis I e II de acordo com o GMFCS. Participaram 22 crianças com PC do tipo diplégica, 11 classificadas como nível I do GMFCS I (média de idade $9,09 \pm 2,34$, oito do sexo masculino e três do feminino) e 11 GMFCS nível II (idade média $9,22 \pm 2,14$, sete do sexo masculino e quatro do feminino). A cinemática em 3-dimensões foi obtida por meio do Sistema *Qualisys Pro-Reflex* com seis câmeras (QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 *Gothenburg, Sweden*) quando as crianças andavam descalças sobre uma superfície de 7 metros de comprimento. Todos os dados foram analisados usando os modelos biomecânicos implementados pelo *software Visual3D (C-Motion Inc.2007, Rockville, USA)*. A análise de componentes principais (CP) foi aplicada para sumarizar a informação mais importante dos dados. Os escores médios dos componentes foram comparados usando o *test t*. Os resultados não mostraram diferença significativa entre os níveis I e II em relação às variáveis tempo-espaciais da marcha. A análise de CP na fase de apoio da marcha mostraram diferenças no ângulo de obliquidade pélvica em relação à primeira componente principal (CP1). A CP1 apresentou todos os valores positivos, portanto, é uma medida da magnitude da obliquidade pélvica durante a fase de apoio da marcha. A análise estatística dos escores da CP1 mostrou que, em média, crianças classificadas como nível II do GMFCS não apresentam elevação pélvica na fase de apoio da marcha. No quadril, a primeira componente (CP1) também mostrou todos os valores positivos, portanto, capta a magnitude do ângulo de adução do quadril na fase de apoio da marcha. A análise estatística dos escores da CP1 do quadril mostrou que as crianças nível II em média não apresentaram ângulo de adução na fase de apoio do ciclo da marcha. O gráfico de dispersão dos escores das componentes significativas revelou que a CP1 da obliquidade pélvica foi mais discriminatória. Perda de elevação pélvica e adução do quadril durante a fase de apoio do ciclo da marcha podem reduzir a estabilidade das crianças com PC nível II durante a marcha, o subir e descer escadas e o pular, resultando na necessidade de tecnologia assistiva para a mobilidade. Os resultados deste estudo indicam que o programa de reabilitação para crianças com PC diplégicas classificadas de acordo com o GMFCS como nível II deve ser voltado para a melhora da mobilidade pélvica no plano frontal e no ganho de adução do quadril.

Palavras-chave: Paralisia cerebral. Limitações funcionais. Adução do quadril. Sistema de Classificação da Função Motora Grossa.

ABSTRACT

Cerebral palsy (CP) results from a static injury to the developing brain. Numerous studies have shown that gait deviations in children with CP follow a different pattern from the normal gait. The Gross Motor Function Classification System (GMFCS) is a five level system proposed to classification gross motor function in CP children. The system was built based on functional limitations, the need for assistive technology during locomotion and to a lesser extent to quality of movement. The differences between children classified for GMFCS level I and level II lies on the limitation that children level II have in performing movement transition, walking outdoors and the need for assistive mobility devices. Understanding the kinematics difference between these two groups, would help physical therapists in the development of rehabilitation programs target to improve the functional limitation according to the children level. Therefore, the objective of this study was to analysis the kinematics of gait between a group of CP children classified as levels I and II of the GMFCS. Participated in the study twenty-two children with diplegic CP, 11 of them classified as GMFCS level I (mean age 9.09 ± 2.34 , 8 males and 3 females) and 11 GMFCS level II (mean age 9.22 ± 2.14 , 7 males and 4 females). The 3D kinematics data were collected using a Qualisys Pro-Reflex with six-camera system (QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Sweden) as the subjects walked barefeet over a walkway 7 meters long. All data were analyzed using the biomechanical models implemented in the Visual3D software (C-Motion Inc.2007, Rockville, USA). Principal component (PC) analysis was applied to summarize the most important information in the data. The mean scores were then compared using *t test*. The results showed no significant difference between group level I and II regarding the temporal and spatial variables during gait. The PC analysis of the stance data showed that pelvic obliquity angle revealed differences with respect to the first PC (PC1). PC1 had all positive values, therefore it is a measure of the overall magnitude of the obliquity pelvic during the stance phase of gait. The statistical analysis of the PC scores showed that on average, children classified as GMFCS level I had no pelvic elevation during the stance phase. At the hip joint, the first component also had all positive values therefore it captured the overall magnitude of the adduction angle during stance phase. The statistical analysis of the PC1 scores showed that children level II have no adduction angle during the stance phase of the gait cycle. Scatter plot of the significant PC scores revealed that PC1 of the obliquity pelvic scores was more discriminatory. Lack of pelvic elevation and hip adduction during the stance phase of the gait cycle would reduce CP children level II stability during gait, stair climbing and jumping, resulting in the need of assistant mobility devices. The results of the study indicate that rehabilitation programs of CP diplegic children classified according to the GMFCS as level I, should aim to improve pelvic mobility in the frontal and hip adduction.

Keys words: Cerebral palsy. Functional limitations. Hip adduction. Gross Motor Function Classification System.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AMR	Associação Mineira de Reabilitação
COEP	Comitê de Ética e Pesquisa
CP	Componente Principal
CPs	Componentes principais
GABA	Ácido gama-aminobutírico
GMFCS	<i>Gross Motor Function Classification System</i>
GMFM	<i>Gross Motor Function Measure</i>
PC	Paralisia cerebral
PCD	Paralisia cerebral diplégica
PCE	Paralisia cerebral espástica
QTM	<i>Qualisys Track Manager</i>
SPSS	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Média do deslocamento angular da pelve (A), articulações do quadril (B) e joelho (C) nos três planos de movimento e da articulação do tornozelo (D) no plano sagital entre os grupos I e II da classificação GMFCS durante o ciclo da marcha (N=22).....	40
FIGURA 2 - A: Média do ângulo de elevação da pelve no plano frontal na base de apoio da marcha do grupo I e II; B: Coeficientes da primeira componente principal (CP1); C: Comparação da média do ângulo de elevação da pelve entre indivíduos com escores altos (valores positivos) e escores baixos (valores negativos).....	41
FIGURA 3 - A: Média do ângulo de adução do quadril no plano frontal na fase de apoio da marcha do grupo I e II. B: Coeficientes da primeira componente principal (CP1); C: Comparação da média do ângulo de adução do quadril entre indivíduos com escores altos (valores positivos) e escores baixos (valores negativos).....	43
FIGURA 4 - Diagrama de dispersão dos escores das componentes do quadril e pelve.....	44

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Comparação dos parâmetros temporais e espaciais da marcha entre o grupo I e II da classificação do GMFCS (N=22).....	39
TABELA 2 - Média, desvio-padrão e p-valor dos escores das componentes da pelve e quadril no plano frontal na fase de apoio da marcha (N=22).	39

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
1.1 Objetivo geral.....	22
1.2 Objetivos específicos.....	23
2 METODOLOGIA.....	24
2.1 Desenho do estudo.....	24
2.2 Amostra.....	24
2.2.1 Critérios de inclusão.....	24
2.2.2 Critérios de exclusão.....	25
2.3 Aspectos éticos.....	25
2.4 Instrumentos e medidas.....	26
2.4.1 Dados cinemáticos.....	26
2.4.2 <i>Footswitch</i>	30
2.4.3 O Sistema de Classificação da Função Motora Grossa e a mensuração da função motora grossa.....	30
2.5 Procedimentos.....	31
2.5.1 Redução dos dados.....	33
2.6 Análise estatística.....	35
3 RESULTADOS.....	37
4 DISCUSSÃO.....	45
5 CONCLUSÕES.....	54
REFERÊNCIAS.....	56
APÊNDICES E ANEXO.....	61

1 INTRODUÇÃO

A paralisia cerebral (PC) compreende um grupo de desordens do movimento e da postura devido a um distúrbio não progressivo que ocorreu no desenvolvimento fetal ou infantil em um encéfalo imaturo, causando limitações nas atividades de vida diária¹. A PC é considerada a causa mais comum de incapacidade física em crianças, sendo sua incidência variável de 1,2 a 1,3 para cada 1.000 crianças em idade escolar em países desenvolvidos². Estima-se que em países em desenvolvimento, como o Brasil, esses números possam ser mais altos².

A espasticidade é um distúrbio da postura e do movimento, frequente em 75% das crianças PC, sendo decorrente de uma lesão no neurônio motor superior, acarretando deficiência do controle medular suprasegmentar. Isso se deve à presença de reflexos não inibidos, provavelmente pela falta de liberação do ácido gama-aminobutírico (GABA) na medula. A resposta disso resulta na hiperextensão dos neurônios da coluna anterior da medula, com contração das fibras musculares extrínsecas. Clinicamente, ocorre uma resposta exagerada do reflexo segmentar, com aumento do reflexo tônico extensor e tônus muscular³. Essa alteração foi considerada, durante longo tempo, a principal causa das disfunções da marcha em crianças com paralisia cerebral espástica (PCE)^{4,5}. Isso foi suficiente para o desenvolvimento de esforços terapêuticos capazes de reduzir o sintoma e, conseqüentemente, melhorar a performance dessas crianças⁵. No entanto, alguns autores verificaram que a diminuição da espasticidade não está associada à melhora no controle de movimento^{6,7}. Hoje se sabe que outros

fatores são responsáveis pelo comprometimento da marcha⁸. Alterações funcionais variadas podem surgir com a espasticidade, sendo a marcha uma das funções geralmente mais afetadas⁹. Segundo Perry (1992)¹⁰, a PCE desenvolve cinco tipos de déficits funcionais em proporções e extensões diferentes decorrentes da espasticidade. A reação ao alongamento é o efeito básico, além do déficit de controle seletivo, dos padrões primitivos de locomoção, do estado de contração muscular e das alterações proprioceptivas¹⁰.

A PC do tipo diplérgica (PCD) caracteriza-se como uma síndrome motora piramidal, com comprometimento motor nos quatro membros, tendo como etiologia principal a leucomalácia periventricular resultante da prematuridade¹¹. Esse comprometimento é variável e depende das alterações do tônus e de equilíbrio, interferindo na marcha. Essas crianças frequentemente apresentam boa possibilidade de marcha, o que se justifica, por se tratar de crianças cuja lesão comprometeu fibras motoras mediais adjacentes aos ventrículos laterais responsáveis, portanto, pela motricidade dos membros inferiores¹¹.

A marcha patológica da criança PCD apresenta uma mistura de anormalidades primárias, secundárias e terciárias⁹. As anormalidades primárias consistem na espasticidade, na perda de controle seletivo e nos distúrbios de equilíbrio, sendo consideradas anormalidades permanentes. As secundárias estão relacionadas às alterações biomecânicas, portanto, podem ser corrigidas e/ou diminuídas por meio de intervenções terapêuticas, medicamentosas e cirúrgicas⁹. Enfim, as terciárias compreendem as compensações que irão desaparecer espontaneamente quando as anormalidades secundárias forem corrigidas⁹. Alterações como hipertonia, fraqueza muscular, limitação de amplitudes de movimento e controle seletivo inadequado dos músculos são os

fatores responsáveis pelos padrões de marcha característicos dessas crianças^{9,12,13}.

Vários padrões de classificação de marcha existem na literatura¹³⁻¹⁵. Recentemente, foi desenvolvida uma revisão sistemática com o objetivo de validar as diferentes classificações dos desvios da marcha de crianças com PC¹⁶. Foram analisados 18 estudos e os resultados mostraram que parte deles usava padrões de movimento baseado apenas nas amplitudes do plano sagital como parâmetro para a classificação e a outra metade métodos estatísticos como análise de *cluster*. Somado a isso, a maior parte não apresentou evidência da confiabilidade e validade do sistema proposto. Os autores ressaltaram a importância de um sistema de classificação da marcha PC, entretanto, as limitações metodológicas restringem o seu uso na clínica e em pesquisa¹⁶.

Rodda e Graham (2001)¹⁴ descrevem quatro padrões básicos da marcha de crianças com PCD baseados em características que envolvem anormalidades no joelho, sendo: marcha com o joelho rígido, marcha saltitante (*jump knee*), marcha *crouch* e marcha com o joelho em *recurvatum*. Em relação à pelve e à articulação do quadril, não existe um padrão específico, mas é possível identificar alterações como aumento na inclinação anterior da pelve, tanto na fase do apoio como na fase do balanço, comprometendo a dissociação pélvica e a mobilidade do quadril^{9,12-15}.

O padrão de marcha saltitante (*jump knee*) caracteriza-se pelo aumento da flexão de joelho na fase de apoio inicial e diminuição da extensão de joelho no balanço terminal. O quadril se encontra em flexão exagerada durante todo o ciclo e o tornozelo apresenta aumento ligeiro da dorsiflexão no apoio inicial.

A hipertonia de isquiotibiais associada ou não à hipertonia dos flexores plantares são as causas primárias desse padrão^{9,12-15}.

No padrão de marcha *crouch* também ocorre aumento da flexão do joelho, podendo se estender por todo o ciclo da marcha. A ativação excessiva dos músculos isquiotibiais ou contratura pode ser a causa desse padrão de marcha. Outra causa comum do padrão *crouch* é a iatrogenia isolada no tornozelo ou hiperalongamento do tendão de Aquiles. O resultado é o momento de força flexor prolongado no joelho durante a fase de apoio, levando à excessiva demanda do músculo quadríceps. A ausência progressiva do músculo quadríceps leva a um ciclo vicioso, aumenta o padrão *crouch*, limitando o desempenho na função da marcha relativo à distância^{9,12-15}.

A marcha com o joelho rígido caracteriza-se por uma amplitude de flexão reduzida na fase de balanço, sendo a principal causa a hipertonia do músculo reto femoral, associada à hipertonia dos isquiotibiais. A posição mais comum do joelho é a de semiflexão durante todo o ciclo da marcha, dificultando a liberação do pé. O músculo reto femoral juntamente com os isquiotibiais cria um mecanismo de cocontração, contribuindo para o padrão de joelho rígido^{9,12-15}.

A marcha em *genum recurvatum* é percebida por uma extensão exagerada do joelho na fase de apoio médio e terminal. A principal causa é atribuída à contratura dos músculos surais ou hiperatividade dos mesmos. Outra causa é o alongamento excessivo dos músculos isquiotibiais na presença ou não da espasticidade de reto femoral^{9,12-15}.

Embora a presença de alterações biomecânicas e de tônus seja significativa, o prognóstico da marcha de crianças com PCD é considerado bom, aproximadamente 80% das crianças são deambuladores funcionais^{9,17}.

Entretanto, à medida que a criança cresce, fenômenos como ganho de peso, desequilíbrio entre crescimento ósseo e muscular e a presença de contraturas passam a ser fatores que contribuem significativamente para o declínio do padrão de marcha¹⁷.

A avaliação clínica da criança com PCD inclui a medida da função motora grossa a partir do *Gross Motor Function Measure* (GMFM)¹⁸ e o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa - *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS)^{19,20}. O GMFM¹⁸ é um instrumento padronizado, validado e desenvolvido para mensurar e documentar mudanças longitudinais na função motora de crianças com PC^{18,21,22}. Tem como objetivo descrever o nível da função motora de uma criança, documentando a quantidade de atividades motoras que essas crianças são capazes de executar (não a qualidade dessa movimentação), auxiliar na informação sobre os progressos da criança e na definição de objetivos terapêuticos, assim como servir para instrumentação padronizada em investigações científicas na área e na prática clínica.

O teste é composto de cinco dimensões (A, B, C, D, e E): deitando e rolando, que contém 17 itens; sentado, 20 itens; engatinhando e ajoelhado, 14 itens; de pé, 13 itens; andando, correndo e pulando, 24 itens. O escore dado a cada item é baseado em uma escala de quatro pontos, sendo zero quando a criança não inicia o movimento, um quando inicia e realiza menos de 10% da tarefa, dois completa parcialmente a tarefa mais que 10% e menos que 100% e três quando a tarefa é completa.

No que se refere à complexidade do conteúdo do teste, espera-se que crianças com cinco anos que apresentem habilidades motoras normais consigam desempenhar todos os itens. Portanto, ao ser aplicado em crianças com PC com

idade cronológica superior a cinco anos, espera-se que consigam desempenhar todos os itens do teste, desde que as habilidades motoras apresentadas por essas crianças sejam equivalentes às de crianças normais com idade entre zero e cinco anos. O GMFM tem muita aplicação na prática clínica e vem sendo amplamente utilizado como instrumento para documentar resultados de intervenções cirúrgicas e terapêuticas, tais como cirurgias ortopédicas de alongamento e corretivas (tenotomias e osteotomias)^{23,24}, cirurgias para tratamento da espasticidade (rizotomia seletiva dorsal)²⁵, programa de fortalecimento muscular²⁶, aplicação de toxina botulínica²⁷ e uso de órteses que possam melhorar o desempenho da marcha²⁸.

O GMFCS é um sistema de classificação da função motora grossa desenvolvido por Palisano *et al.* (1997)¹⁹ cujo foco da classificação é identificar o nível que mais representa as habilidades e limitações na função motora de portadores de PC, em determinada faixa etária. Esse sistema de classificação surgiu para estabelecer uma padronização na classificação da gravidade da PC, pois anteriormente se classificava como leve, moderado e grave, independentemente da idade e dos recursos tecnológico usados para a mobilidade. Portanto, esse sistema possibilitou caracterizar uma criança com PC segundo suas habilidades motoras, considerando seu desempenho motor de acordo com a idade.

O GMFCS não é um teste nem precisa de treinamento para ser utilizado. Trata-se de uma ferramenta padronizada, validada, com boa confiabilidade e capaz de agrupar crianças e adolescentes com PC em uma mesma faixa etária, com níveis de funcionalidade semelhantes ou diferentes^{19,20,29,30}. Consiste em um sistema com cinco níveis funcionais, sendo o

ponto de partida o movimento iniciado pela própria criança com ênfase na postura sentada, nas transferências e na marcha, seja no contexto domiciliar, escolar e/ou na comunidade. O sistema classifica as crianças em níveis que variam de I a V e a distinção entre os níveis está centrada na limitação funcional e na necessidade para assistência tecnológica, incluindo auxílios de mobilidade. Abrange crianças até 12 anos e recentemente foi estendido para a idade de 18 anos, refletindo o impacto dos fatores ambientais e pessoais nas formas de locomoção dos adolescentes, assim como nos diferentes recursos necessários para que essa locomoção possa acontecer com menos gasto energético, levando em consideração muito mais a capacidade do desempenho funcional do que a qualidade do desempenho^{19,20,30}.

O nível I do GMFCS caracteriza a criança que anda sem restrições, mas com limitações em atividades motoras globais mais elaboradas. São capazes de andar dentro e fora de casa, correm e pulam, porém a velocidade, o equilíbrio e a coordenação são diminuídos²⁰. No nível II, as crianças conseguem a marcha sem ajuda, mas apresentam dificuldades de locomoção fora de casa, dificuldade de andar em terrenos irregulares ou inclinados, em locais cheios e com espaço limitado. Fazem uso do corrimão para subir e descer escadas, além de dificuldade para correr e pular^{19,20}. O nível III refere-se às crianças que caminham com recursos de apoio, apresentam dificuldade de locomoção fora de casa ou na comunidade. As crianças do nível IV têm a autolocomoção limitada²⁰. São transportadas ou usam cadeira de rodas elétrica fora de casa ou em ambientes mais amplos; e no nível V a locomoção é limitada, mesmo com a ajuda de recursos tecnológicos²⁰.

A versão estendida do GMFCS, publicada em 2007²⁰, classifica o PC na faixa etária de 12 a 18 anos nos cinco níveis de funcionalidade. Os adolescentes do nível I são caracterizados como na versão anterior, acrescentando-se o tipo de participação no esporte e em atividades físicas baseadas na escolha pessoal e nos fatores ambientais. O adolescente PC do nível II deambula em quase todos os ambientes, sobe e desce escadas com apoio, sendo a escolha da forma de locomoção influenciada pela escolha pessoal e pelos fatores ambientais. Na escola, no trabalho e em atividades esportivas, os adolescentes nível II podem precisar de adaptações²⁰.

O GMFCS pode ser utilizado para estabelecer prognóstico de função motora grossa baseado na idade e no nível de funcionalidade, auxiliando profissionais da área de saúde no planejamento de intervenções terapêuticas e na escolha de metas de tratamento que sejam reais com o desempenho comprovado³¹. Recentemente, num estudo conduzido em crianças com PC, foi mostrado que o GMFCS é um ótimo indicador da capacidade funcional da criança com PC³².

Uma outra forma de analisar a marcha de crianças com PCD é por meio da análise computadorizada, que permite quantificar os parâmetros têmporo-espaciais, cinemáticos e cinéticos da marcha de forma precisa e válida^{33,34}. O processo de captura na análise computadorizada ocorre por meio de câmeras com iluminação estroboscópica que, ao emitirem luz sobre marcadores reflexivos colocados sobre proeminências ósseas nos segmentos do corpo do indivíduo, captam o deslocamento desses segmentos, sendo possível determinar o deslocamento angular, entre outros parâmetros, durante a marcha^{33,34}. A

importância da análise cinemática tridimensional já foi descrita por vários autores, principalmente para decisão de procedimentos cirúrgicos³³⁻³⁷.

Em estudos de análise de marcha, o GMFCS vem sendo utilizado para classificar as crianças com PC^{38,39}. Oeffinger *et al.* (2004)³⁸ avaliaram a relação entre os diferentes níveis de gravidade de crianças com PCD definidas pelo GMFCS e dados temporais e espaciais da marcha. Foram avaliadas 1.047 crianças com PCD, sendo 438 classificadas no nível I, 277 no nível II e 289 no nível III. Os resultados mostraram diferença significativa entre os níveis do GMFCS e a velocidade da marcha, comprimento da passada e cadência. As crianças do nível I apresentaram valores mais próximos do normal quando comparadas com as crianças nível II e III, sendo que os valores encontrados refletiam as diferenças funcionais dos níveis de classificação do GMFCS³⁸.

Similarmente, Redekop, Andrysek e Wright (2008)³⁹, por meio da classificação do GMFCS, investigaram a confiabilidade da análise de marcha computadorizada de acordo com o nível de funcionalidade. Foram avaliados parâmetros temporais, espaciais e cinemáticos da pelve e articulações do quadril, joelho e tornozelo. Os resultados mostraram que a confiabilidade dos dados ficou entre bom e excelente, com exceção da amplitude de movimento da pelve nos níveis II e III e abdução do quadril e flexão de joelho na fase de contato inicial no nível II do GMFCS. Os autores concluíram que a confiabilidade da análise computadorizada é dependente do nível de mobilidade, ou seja, crianças com nível I do GMFCS exibiram a menor variabilidade entre avaliações, resultando em melhor reprodutibilidade dos dados³⁹.

Embora a literatura mostre a importância da associação entre medidas clínicas e análise cinemática da marcha, pouco conhecimento se tem das

alterações biomecânicas da marcha de crianças PCD nos vários níveis do GMFCS. Os estudos apresentados apenas utilizam o GMFCS como classificação, sem determinar as diferenças biomecânicas que ocorrem de acordo com a classificação. Esse conhecimento facilitará compreender melhor as limitações de mobilidade das crianças, assim como ajudar no desenvolvimento de tratamentos mais específicos objetivando a melhora da função. Além disso, a complexidade dos procedimentos de coleta e análise dos dados cinemáticos, acrescido o alto custo, dificultam o acesso a essas informações. Na prática clínica, a análise da marcha é fundamental para o tratamento da criança PCD. O conhecimento das alterações cinemáticas nos níveis de mobilidade do GMFCS promoverá condutas mais coerentes com o *status* funcional da criança.

Portanto, o objetivo geral do presente estudo foi determinar, por meio da análise de componentes principais (CP)⁴⁰, as alterações nas variáveis cinemáticas mais importantes entre dois grupos de crianças PC do tipo diplégicas, nível I e II do GMFCS. Por meio da análise discriminante, o segundo objetivo do estudo foi determinar, usando-se as componentes principais identificadas, quais as que melhor discriminam crianças PC do tipo diplégicas em grupo I ou II do GMFCS.

1.1 Objetivo geral

Analisar os parâmetros têmporo-espaciais e cinemáticos durante a marcha entre dois grupos de crianças PC do tipo diplégica classificadas nos

níveis I e II do GMFCS e determinar quais dessas variáveis (componentes principais) melhor discriminam as crianças PC nos níveis I e II do GMFCS.

1.2 Objetivos específicos

- Analisar os dados espaço-temporais (tempo da fase de apoio, tempo do ciclo da marcha e parâmetros espaciais - velocidade e comprimento da passada) do ciclo da marcha entre grupos de crianças com PCD nível I e II do GMFCS.
- Analisar os dados das alterações das variáveis cinemáticas (média de angulação da pelve e articulações do quadril, joelho e tornozelo) nas subfases da marcha (contato com o solo, descarga de peso, apoio médio, apoio terminal e pré-oscilação), entre grupos de crianças com PCD níveis I e II do GMFCS.
- A partir dos resultados obtidos por meio da análise de componentes principais, determinar qual ou quais variáveis melhor discriminam as crianças PCD em níveis I ou II do GMFCS

2 METODOLOGIA

2.1 Desenho do estudo

Foi realizado um estudo observacional do tipo transversal.

2.2 Amostra

Para compor a amostra por conveniência, foram selecionadas 22 crianças com diplegia espástica (15 meninos e sete meninas). Parte da amostra, 10 crianças precisamente, foi extraída do estudo “Desenvolvimento, validade e confiabilidade da Escala Observacional de Marcha para crianças com Paralisia Cerebral Espástica”⁴¹ e 12 foram recrutadas e coletadas neste estudo, repetindo a metodologia. A amostra foi dividida em dois grupos de acordo com a classificação do GMFCS²⁰ – grupos nível I e nível II. As crianças foram recrutadas por meio de convite aos pais, na Associação Mineira de Reabilitação (AMR), na Clínica Sensorial de Terapia Ocupacional e Fisioterapia e em ambulatórios de neuropediatria e consultórios particulares.

2.2.1 Critérios de inclusão

Os critérios de inclusão foram:

- Ter diagnóstico médico de PC tipo diplégico espástico fornecido pelo serviço médico;
- idade entre seis e 14 anos;
- ser classificada nos níveis I e II GMFCS²⁰;
- ser capaz de deambular descalça, sem ajuda humana ou mecânica, numa superfície de aproximadamente 7 metros;
- ser capaz de compreender comandos verbais simples.

2.2.2 Critérios de exclusão

Os critérios de exclusão foram:

- Capacidade reduzida de entender ordens, apresentar outras desordens motoras associadas além de ataxia e atetose;
- ter sido submetida à cirurgia ortopédica e toxina botulínica há menos de seis meses.

2.3 Aspectos éticos

Todos os responsáveis pela crianças assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) - (ANEXO A), tendo o estudo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, parecer número CEP 131/05 (ANEXO C).

2.4 Instrumentos e medidas

2.4.1 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)⁴². 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. Para o presente estudo, foram utilizadas seis 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. Os dados captados foram processados pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager 1.6.0.x – QTM*. A partir da triangulação das posições dos marcadores, obtidos pelas seis câmeras, as coordenadas de cada marcador são reconstruídas em três dimensões.

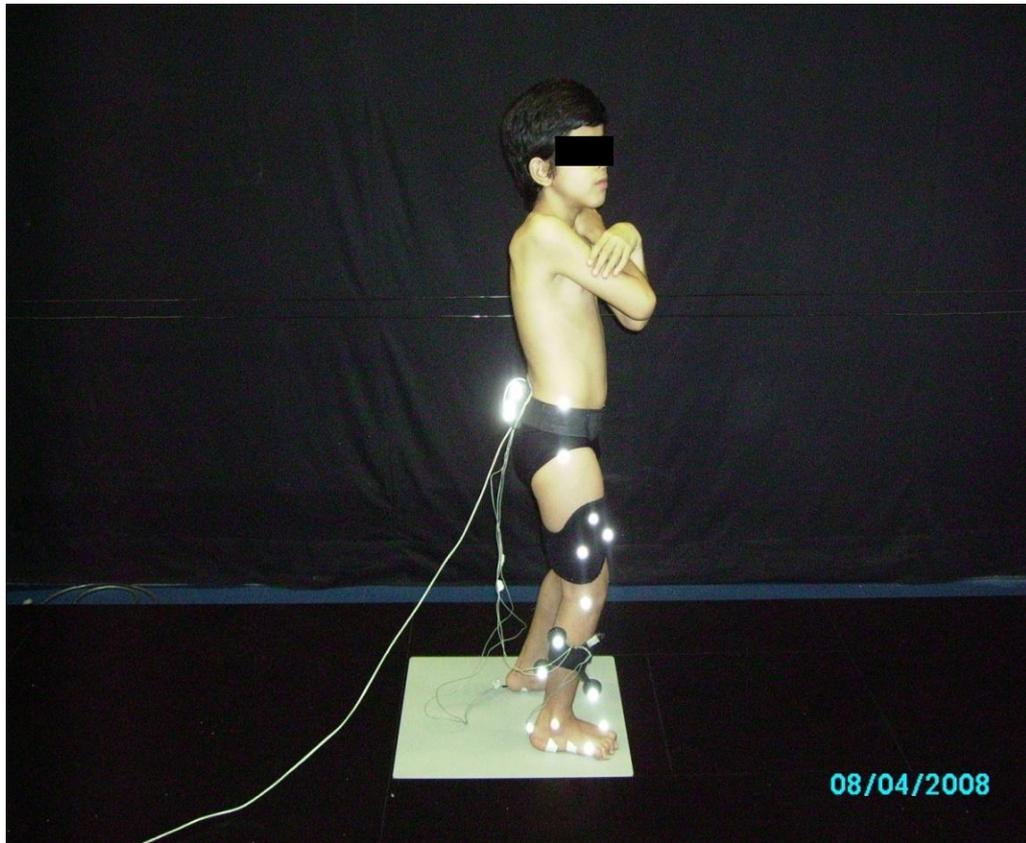
A calibração do sistema para determinar as coordenadas de referência global foi realizada utilizando-se uma estrutura de referência metálica em forma de “L”, que contém quatro marcadores refletivos. Dois marcadores refletivos estão presos ao eixo mais curto “X”, que determina a direção látero–medial. 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 o centro de uma passarela emborrachada 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. 2004)⁴². Foram permitidos erros de desvio-padrão menores que 10 mm. A frequência de captação dos dados foi de 120 Hz.

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 de referência ou anatômicos e os marcadores de rastreamento. Os marcadores de referência são necessários para a construção do modelo biomecânico a partir da identificação do comprimento dos segmentos, a localização dos eixos articulares. Desta forma, é atribuído ao modelo um sistema de coordenadas para cada segmento, de maneira coerente com a definição de planos e eixos anatômicos. Os marcadores de referência 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: crista ilíaca direita e esquerda, trocânter maior direito e esquerdo, epicôndilo lateral e medial do fêmur, epicôndilos femorais, maléolo lateral e medial e cabeça do 1° e 5° metatarsos da perna mais acometida.

Os marcadores de rastreamento tiveram 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. Nos segmentos

pelve, coxa e perna foram usados *clusters* rígidos para afixar os marcadores de rastreamento. O *cluster* da pelve foi fixado na base do sacro, na forma de um retângulo contendo os marcadores, entre as espinhas ilíacas póstero-superiores, e por uma faixa elástica circundando a pelve. O *cluster* do segmento coxa, em formato de cruz assimétrica, foi fixado por meio de faixa elástica no terço médio da coxa, lateralmente. O *cluster* da perna, em formato de T, foi fixado também por faixa elástica, no terço médio da face lateral da perna. No complexo tornozelo-pé, três marcadores de referência foram utilizados também como marcadores de rastreamento sobre o maléolo lateral, sobre a cabeça do 1° e do 5° metatarsos. Além desses, foi fixado um quarto marcador, este somente de rastreamento, sobre o ponto mais proeminente da tuberosidade do calcâneo.



2.4.2 Footswitch

O *footswitch* é um transdutor de força que, quando saturado, emite um sinal analógico, permitindo identificar contato e perda de contato do pé com o solo. Esse instrumento tem a função de delimitar os ciclos da marcha e foi conectado por meio de cabo coaxial ao sistema de captura analógica que integra o *Qualisys*, permitindo, assim, a coleta simultânea dos dados. O sinal analógico ficava armazenado juntamente com as coordenadas do deslocamento dos marcadores refletivos, no arquivo gerado pelo *Qualisys*.

2.4.3 O Sistema de Classificação da Função Motora Grossa e a Mensuração da Função Motora Grossa

Para identificar o nível que mais representa as habilidades e limitações na função motora dessas crianças foi utilizado o GMFCS²⁰, que é um instrumento validado e de fácil utilização capaz de classificar crianças com PC sendo confirmado pelo GMFM¹⁸ nas dimensões D e E. Todas as crianças foram submetidas ao teste da função motora grossa (GMFM) no mesmo dia que a coleta foi feita, aplicado pela mesma pesquisadora, sendo esta submetida á confiabilidade do instrumento, tendo apresentado excelente confiabilidade teste-reteste (I.C.C = 0,941) .

2.5 Procedimentos

Após apresentação e assinatura do TCLE (ANEXO A), 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 foram solicitados a fornecer informações sobre aspectos demográficos e clínicos, que incluíam idade, sexo, massa corporal, altura, idade de aquisição da marcha, uso de órteses, histórico de cirurgias e de aplicações de toxina botulínica (ANEXO B).

Para a coleta dos dados cinemáticos, os participantes usaram um *short* preto fornecido pela pesquisadora, permitindo a visualização do membro inferior. O *footswitch* foi acoplado ao calcanhar ou à cabeça do primeiro metatarso e fixado por meio de fita adesiva hipoalergênica. O local de colocação do *footswitch* foi determinado de acordo com o padrão de contato do pé com o solo apresentado pela criança. Se a criança apresentasse contato normal ou com o pé plano, o *footswitch* era fixado no calcanhar. Caso a criança apresentasse contato com o antepé, o *footswitch* era fixado na cabeça do primeiro metatarso.

A seguir, as marcas de rastreamento (*clusters* da pelve, coxa e perna) e de referência foram fixadas nos pontos específicos. Então, foi feita a palpação das proeminências ósseas e a fixação os marcadores de referência pela fita de dupla-face. 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, 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 marcadores de rastreamento. Em seguida, os participantes foram instruídos a caminharem descalços, em uma velocidade confortável, ao longo da passarela emborrachada. Antes de ser iniciada a coleta, a criança realizou várias caminhadas para familiarização com o teste. A pesquisadora então dava o comando verbal “pode ir” ao mesmo tempo em que acionava o computador do *Qualisys*. Como o sistema é integrado, o acionamento do computador disparava a coleta das câmeras de infravermelho e da captura analógica, coletando simultaneamente as imagens das marcas e o sinal analógico do *footswitch*. Cada participante deambulou pelo menos cinco vezes em toda a extensão da passarela, realizando entre oito e 12 passadas em cada volta, de acordo com o tamanho do seu passo. O número de voltas foi definido pelo estado da criança. Aquelas que não demonstravam qualquer sinal de cansaço completaram 10 voltas. Se a criança demonstrasse insegurança na travessia, um examinador caminhava ao seu lado, sem oferecer, no entanto, qualquer ajuda física.

Após cada volta, sempre no mesmo sentido, a qualidade dos dados era verificada e os mesmos armazenados para análise. O tempo médio de permanência da criança no laboratório foi em torno de 90 minutos.

2.5.1 Redução dos dados

A captura dos dados cinemáticos foi realizada pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager* 1.9.2, que interpola a trajetória dos marcadores quando ocorrem perdas de no máximo 10 quadros de movimento.

Em seguida, os dados eram transferidos para o *software* Visual3D⁴³ para a construção do modelo biomecânico dos segmentos corporais com base na posição das marcas de referência capturada durante a coleta estática e a aplicação desse modelo nos arquivos dinâmicos. Os dados do *footswitch* foram processados, delimitando-se o contato inicial e o próximo contato. Essas informações foram usadas para a normalização do ciclo da marcha, de 0 a 100% (contato do pé ao próximo contato do mesmo pé).

Os ângulos articulares foram calculados usando-se a sequência de Cardan⁴³ definida como a orientação do sistema de coordenadas de um segmento relativo ao sistema de coordenadas do segmento de referência. Para a normalização dos ângulos, o *software* calculou a orientação relativa do segmento e do segmento de referência em relação à posição de referência (coleta estática) e aplicou essa orientação relativa dos dois segmentos nas coletas dinâmicas.

O ângulo da pelve foi computado usando como referência as coordenadas globais do laboratório. 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 segmento virtual. O objetivo do segmento virtual do pé 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 *passa baixa* de quarta ordem, com a frequência de corte estabelecida em 6 HZ às trajetórias dos marcadores, para diminuir os ruídos devidos à movimentação de marcadores dos *clusters*. Foram gerados as figuras 1 da média dos deslocamentos angulares da pelve, quadril, joelho e segmento tornozelo-pé, nos três planos de movimento. Esses dados foram então exportados para o *software* Microsoft Excel.

As fases da marcha foram divididas em fase de apoio e oscilação¹⁰. Para a análise foi considerada apenas a fase de apoio. O contato e perda do pé com o solo foram obtidos por meio do *software* Visual3D⁴³, o qual permite a visualização da marca refletora lateral localizada na cabeça do 5º artelho. No contato da marca com o solo visualiza-se um deslocamento estático da marca, sendo esse ponto determinado pelo contato do pé com o solo. Assim que o pé inicia sua retirada, o deslocamento da marcha volta a ser registrado, sendo esse ponto considerado a perda de contato do pé com o solo. Em cada gráfico angular foram identificadas as fases da marcha, os dados temporais e espaciais (velocidade da marcha e comprimento da passada) e as seguintes variáveis angulares:

- Na pelve foram avaliados os movimentos de elevação/depressão ou obliquidade pélvica no plano frontal; protração/retração no plano transversal e inclinação anterior e posterior no plano sagital na fase de apoio.
- Articulação do quadril: foram avaliados os movimentos de flexão/extensão no plano sagital, abdução/adução no plano frontal e rotação interna/externa no plano transversal na fase de apoio.

- Articulação do joelho: foram avaliados os movimentos de flexão/extensão no plano sagital, abdução/adução no plano frontal e rotação interna/externa no plano transversal na fase de apoio.
- Articulação do tornozelo: foram avaliados os movimentos de dorsiflexão/flexão no plano sagital na fase de apoio. Os demais planos não foram considerados pela dificuldade de interpretação dos mesmos.

2.6 Análise estatística

Para testar a normalidade dos dados temporais e espaciais, foi usado o teste de Kolmogorov-Smirnov e aplicado o teste *t-Student* para amostras independentes para as comparações entre grupos.

Para a análise de Componentes Principais (CP)⁴⁰, foi utilizada a matriz de covariância devido à grande variabilidade dos dados. A análise de CP foi realizada para sumarizar as informações contidas nas 59 variáveis correspondentes às 59 porcentagens do ciclo da marcha na fase de apoio em um baixo número de componentes. A partir dos escores (componentes) encontrados, foi possível testar diferenças entre as curvas angulares da pelve e articulações do quadril e joelho nos três planos de movimento e tornozelo no plano sagital entre os grupos I e II do GMFCS. A análise de CP tem como objetivo explicar a estrutura da variabilidade de um vetor aleatório de p -variáveis por meio de combinações lineares feitas a partir dessas variáveis⁴⁰. As combinações são chamadas de componentes principais, não correlacionadas entre si e capazes de reter o máximo da informação contida nas p -variáveis originais. Essa análise resulta em

coeficientes, que são os pesos dados a cada variável para cada um dos componentes, e nos escores, que são os valores resultantes da multiplicação desses coeficientes pelo valor dos ângulos de cada indivíduo durante o ciclo da marcha. A partir dos escores encontrados, foram utilizados testes *t-Student* para os casos para comparar os escores entre grupos e testar diferenças entre as médias. Para a escolha do número de componentes, foi considerado que 90% da variabilidade dos dados deveriam ser explicados⁴⁰.

A análise discriminante, por meio do método *stepwise*, foi realizada para determinar quais componentes poderiam melhor discriminar os dois grupos. O objetivo da análise discriminante é verificar que variáveis são mais significativas na discriminação das crianças nos grupos I e II da classificação do GMFCS. As análises de componentes principais foram desenvolvidas no *software Minitab* versão 14.0⁴⁵ e as demais análises de inferência no *software Statistical Package for Social Sciences (SPSS)* versão 15⁴⁶ com nível de significância de 0,05.

3 RESULTADOS

Participaram do estudo 22 crianças com PC do tipo diplégica com idade entre seis e 13 anos. Das 11 crianças do grupo I, oito eram do sexo masculino e três do sexo feminino. No grupo II, sete crianças eram do sexo masculino e quatro do sexo feminino. A média de idade do grupo I foi de 9,09 anos (SD=2,34), com média de altura de 1,29 cm (SD±0,14) e massa corporal de 27,61 kg (SD=8,72). O grupo II tinha média de idade de 9,22 (SD±2,14), altura de 1,28 cm (SD=0,09) e massa corporal de 28,42 kg (SD=9,36). A velocidade da marcha foi diferente no grupo I (0,71 m/s±0,19) quando comparado com o grupo II (0,64 m/s±0,22), entretanto, essa diferença não foi estatisticamente significativa [t(22) = 0,463, $p>0,05$]. Quanto às variáveis comprimento da passada [t(22) = 0,260, $p>0,05$], tempo da fase de apoio [t(22) = 0,224, $p>0,05$], tempo da fase de oscilação [t(22) = 0,0,135, $p>0,05$] e tempo do ciclo [t(22) = 0,541, $p>0,05$], também não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre grupos (TAB. 1).

Nenhuma componente significativa foi identificada na articulação do joelho e tornozelo nos três planos de movimentos na fase de apoio. A FIGURA 1 faz uma comparação observacional do deslocamento angular da pelve (A), articulações do quadril (B) e joelho (C) nos três planos de movimento e do tornozelo (D) no plano sagital durante todo o ciclo da marcha entre os grupos nível I e II da classificação do GMFCS.

As análises de componentes principais identificaram diferenças significativas apenas nos escores das angulações da pelve e articulação do quadril no plano frontal na fase de apoio da marcha. Na análise da CP da pelve,

foram necessárias duas componentes para explicar 90% da variabilidade total dos dados. A componente 1 (CP1) explicou 80,5% e a componente 2 (CP2) 14,1%. A FIGURA 2A mostra a média da angulação da pelve entre os grupos I e II da classificação do GMFCS na fase de apoio da marcha. A análise gráfica da primeira componente, representada no FIGURA 2B, mostra que a CP1 apresenta todos os valores positivos, captando a magnitude do ângulo de elevação da pelve na fase de apoio. Essa interpretação é comprovada pelo FIGURA 2C, onde estão representadas a média do deslocamento angular da pelve no plano frontal dos indivíduos que apresentaram os maiores escores *versus* os indivíduos que apresentaram os menores escores. O teste de médias dos escores entre grupos mostrou diferença significativa na primeira componente ($p = 0,021$) - (TAB. 2), indicando que as crianças com PCD nível II apresentaram, em média, menor amplitude de elevação pélvica na fase de apoio da marcha quando comparadas com as crianças com PCD nível I.

TABELA 1

Comparação dos parâmetros temporais e espaciais da marcha entre o grupo I e II da classificação do GMFCS (N=22)

Variáveis	Grupo I Média (DP)	Grupo II Média (DP)
Velocidade (m/s)	0,71 (0,19)	0,64 (0,22)
Tempo Ciclo (s)	1,09 (0,21)	1,19 (0,47)
Comprimento Passada (m)	0,75 (0,14)	0,67 (0,18)
Tempo Apoio (s)	0,45 (0,21)	0,55 (0,15)
Tempo Oscilação (s)	0,64 (0,15)	0,51 (0,21)

TABELA 2

Média, desvio-padrão e p-valor dos escores das componentes da pelve e quadril no plano frontal na fase de apoio da marcha (N=22).

Articulação Plano	CP	Grupo I média (DP)	Grupo II média (DP)	P-valor
Pelve	CP1	-33,9 (40,9)	5,1 (31,6)	*0,021
Frontal	CP2	-11,7 (11,2)	1,6 (19,8)	0,07
Quadril	CP1	-64,6 (31,9)	-8,5 (71,1)	*0,033
Frontal	CP2	-28,3 (20,2)	-14,1 (15,9)	0,08

CP: componente principal;

*p-valor significativo < 0,05.

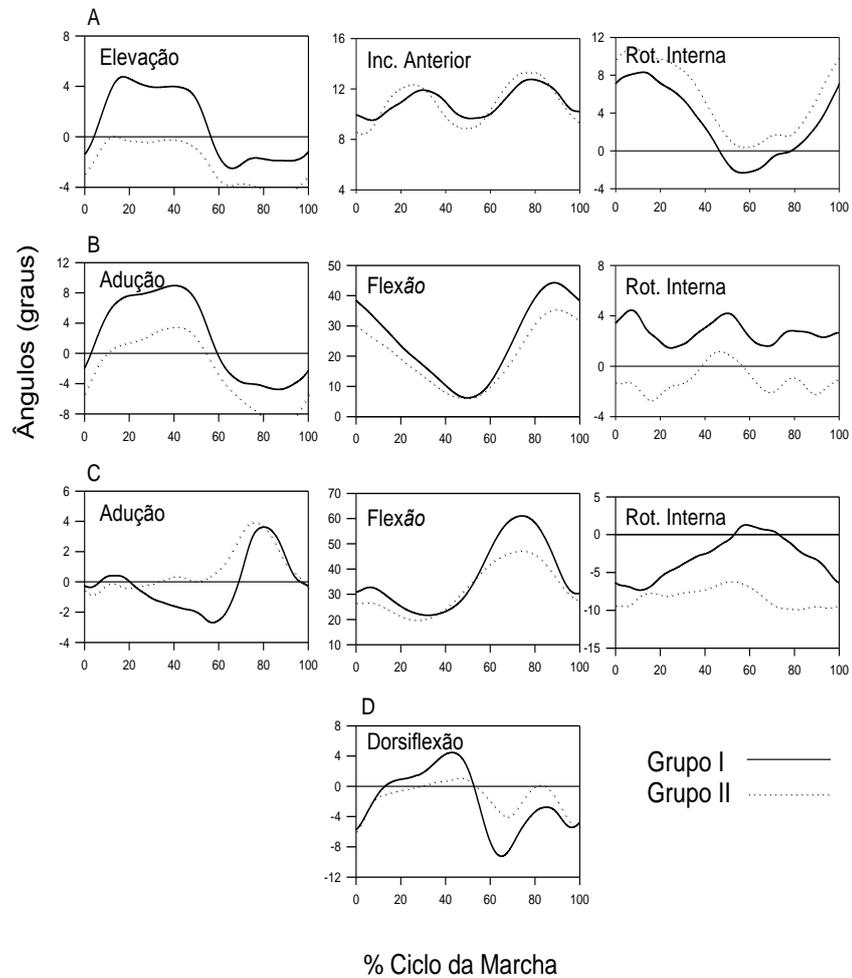


FIGURA 1 – Média do deslocamento angular da pelve (A), articulações do quadril (B) e joelho (C) nos três planos de movimento e da articulação do tornozelo (D) no plano sagital entre os grupos I e II da classificação GMFCS durante o ciclo da marcha (N=22)

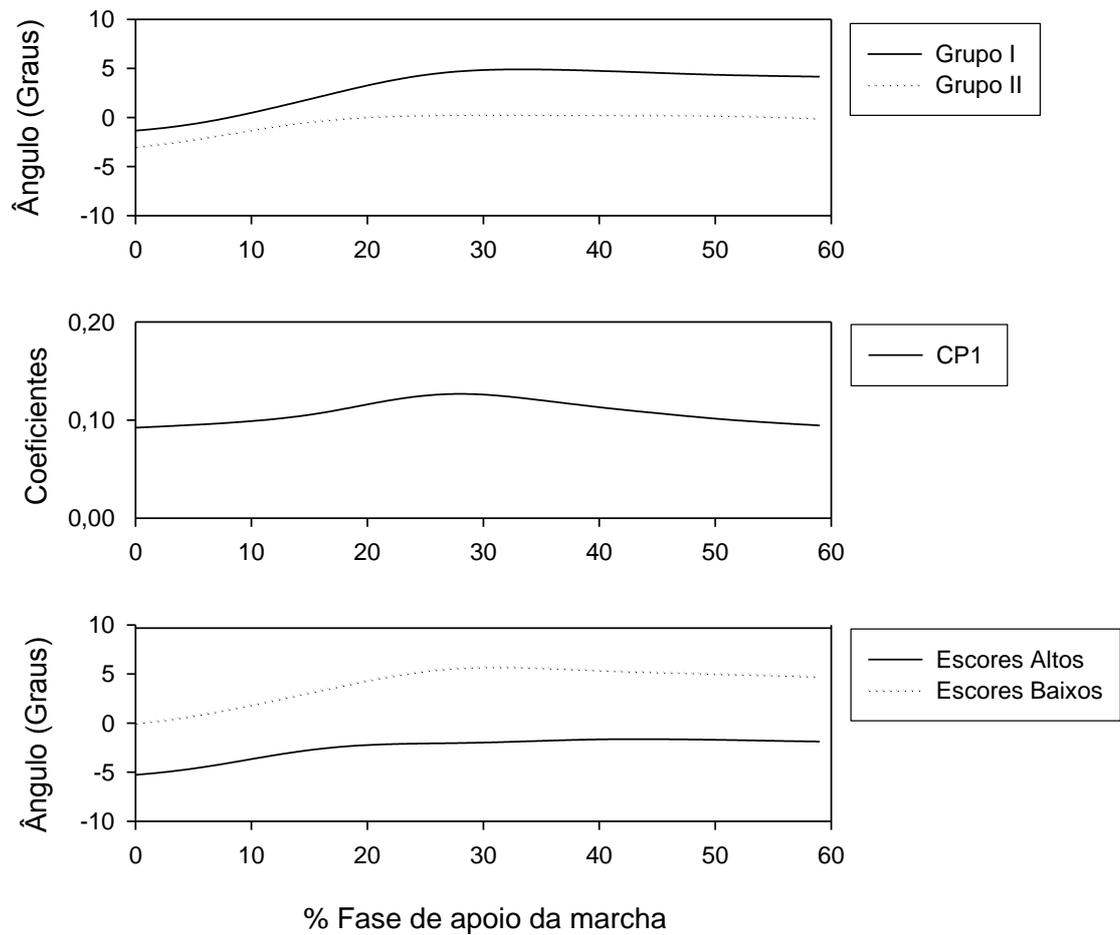


FIGURA 2 – A: Média do ângulo de elevação da pelve no plano frontal na base de apoio da marcha do grupo I e II; B: Coeficientes da primeira componente principal (CP1); C: Comparação da média do ângulo de elevação da pelve entre indivíduos com escores altos (valores positivos) e escores baixos (valores negativos).

Em relação à análise da articulação do quadril, foram necessárias duas componentes, sendo que a CP1 explicou 86,1% e a CP2 8,5%. A FIGURA 3A mostra a média da angulação da articulação do quadril entre os grupos I e II. Os coeficientes da primeira componente principal (CP1) com todos os valores positivos medem a magnitude do ângulo de adução do quadril na fase de apoio da marcha (FIGURA 3B). Os escores altos e baixos apresentados na FIGURA 3C mostram exatamente a diferença na magnitude do ângulo entre escores. O teste de médias dos escores entre grupos exibiu diferença significativa na primeira componente ($p = 0,033$) - (TAB. 2), confirmando que as crianças nível II aduziram, em média, menos o quadril na fase de apoio da marcha que as crianças do grupo I.

Realizou-se análise discriminante, com o objetivo de determinar quais das componentes, CP1 do quadril ou pelve no plano frontal, poderiam discriminar as crianças PCD do nível I e II da classificação do GMFCS. O escore de Wilk's Lambda foi significativo ($\Lambda = 0,762$, $\chi^2(2, N=22) = 5,294$, $p = 0,021$) e a variável que melhor discrimina os dois grupos foi a primeira componente da pelve no plano frontal. O diagrama de dispersão representado no GRÁF. 3 indica que os grupos se identificam melhor na direção da PC1 da pelve. Os resultados da classificação mostraram que 72,7% dos indivíduos foram classificados corretamente pela função discriminante encontrada.

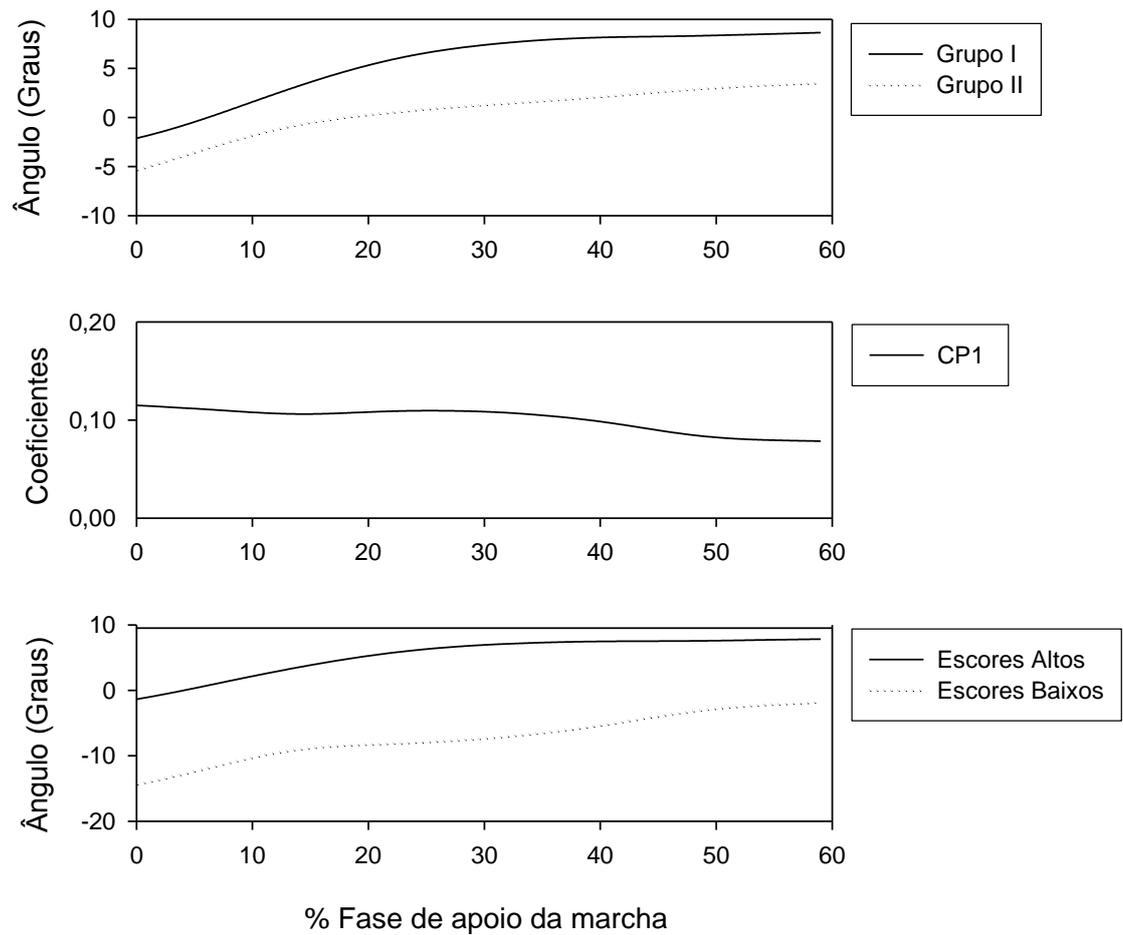


FIGURA 3 – A: Média do ângulo de adução do quadril no plano frontal na fase de apoio da marcha do grupo I e II. B: Coeficientes da primeira componente principal (CP1); C: Comparação da média do ângulo de adução do quadril entre indivíduos com escores altos (valores positivos) e escores baixos (valores negativos).

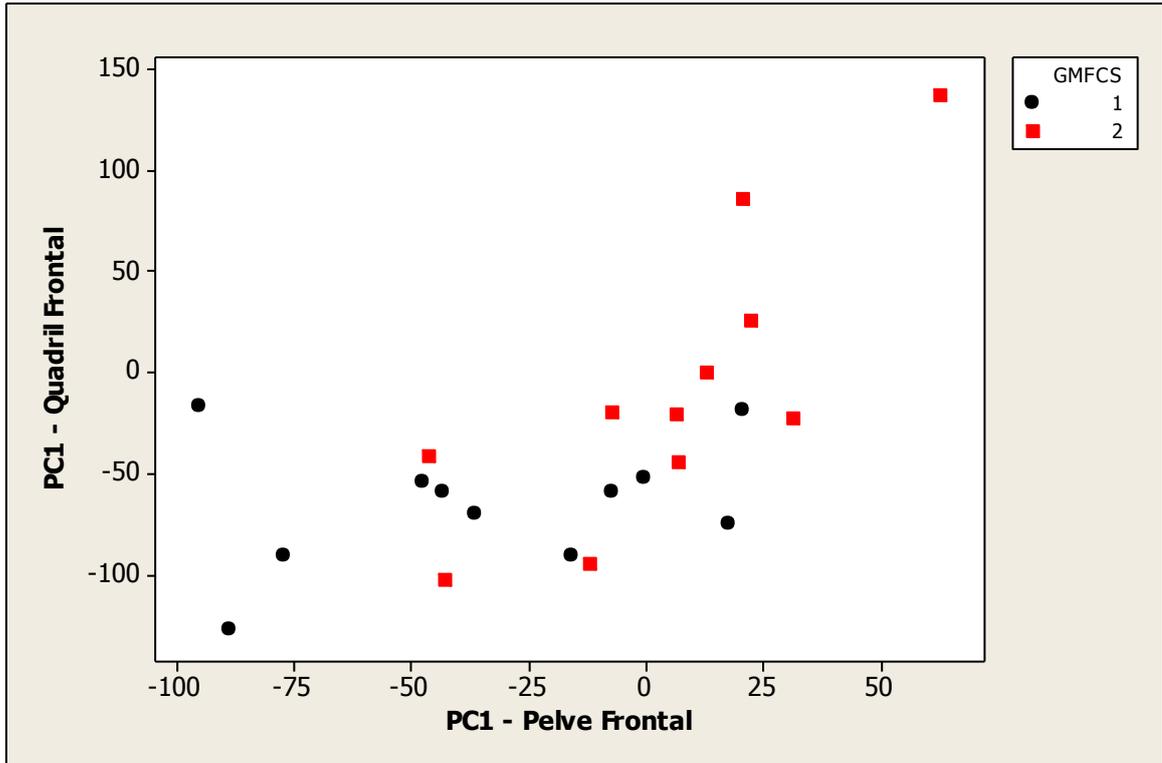


FIGURA 4 - Diagrama de dispersão dos escores das componentes do quadril e pelve.

O diagrama revela que os grupos se identificam melhor com a CP1 da pelve.

4 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi analisar os parâmetros cinemáticos e têmporo-espaciais durante a fase de apoio da marcha entre um grupo de crianças PCD nível I e II da classificação do GMFCS. Por meio da análise de componentes principais (CP), foi possível reduzir 60 variáveis inter-relacionadas, que compõem a fase de apoio da marcha, mantendo ao mesmo tempo o máximo de variação presente nos dados. Essa redução é possível, transformando-se as variáveis em componentes, que não são relacionadas entre si e ordenadas de maneira que a primeira componente retém a maior parte da variação dos dados originais^{40,47}. A grande vantagem das técnicas de análise multivariada é analisar um elevado número de variáveis sem a perda de informações, contrastando com outras técnicas estatísticas que usam apenas de uma informação, como valores discretos, picos ou amplitudes da curva no ciclo da marcha para determinar diferenças entre grupos^{47,48}.

As crianças PCD avaliadas neste estudo foram classificadas de acordo com o GMFCS como nível I e nível II. Ao nível I pertencem as crianças PCD que andam de forma independente dentro e fora de casa, sobem e descem escadas sem dificuldade e conseguem correr, pular e saltar, porém a velocidade, o equilíbrio e a coordenação motora estão diminuídos em relação a uma criança saudável. No nível II estão as crianças PCD que andam dentro e fora de casa, porém para subir e descer escadas necessitam segurar no corrimão. Sentem dificuldade em andar em locais onde o terreno seja irregular ou inclinado, como

também em lugar cheio de pessoas, com espaço limitado e apresentam habilidade mínima em atividades como correr e pular²⁰.

As diferenças cinemáticas entre crianças nível I e II não foram consideradas no processo de elaboração do GMFCS, pois esse não foi o objetivo quando o instrumento foi desenvolvido. Os autores basearam a construção do GMFCS¹⁹ na observação e na medida da função motora grossa (GMFM)¹⁸ de crianças com e sem paralisia cerebral. Os resultados levaram à criação de um sistema com cinco níveis que representam clinicamente as diferenças na função motora das crianças²⁰. Com foco na funcionalidade, o sistema se baseou principalmente nas funções sentada e andando. Em relação ao nível, o sistema objetivou a limitação funcional e a necessidade de tecnologia assistiva, incluindo andadores, bengalas e cadeira de rodas. A confiabilidade do estudo mostrou dificuldades dos terapeutas participantes 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. Ou seja, dificuldades entre os níveis I e II e principalmente com crianças mais novas¹⁹.

O presente estudo demonstrou que os parâmetros têmporo-espaciais como velocidade, tempo de ciclo, tempo da fase de apoio e o tamanho da passada não foram capazes de demonstrar diferenças significativas entre os grupos. Bagley *et al.* (2007)⁴⁹, em um estudo multicêntrico conduzido com 562 crianças PC, classificadas nos níveis de I a III do GMFCS, determinaram que a velocidade da marcha é um fator discriminante entre os níveis I e II do GMFCS. Similarmente, Oeffinger *et al.* (2004)³⁸, usando dados multicêntricos de crianças PC, encontraram diferenças significativas na velocidade e no comprimento da passada entre os níveis I e II do GMFCS.

As variáveis têmporo-espaciais da marcha entre os grupos I e II, obtidas no presente estudo, foram muito similares (TAB. 1). Embora a classificação proposta por Palisano *et al.* (1997)¹⁹ não tenha partido exclusivamente do estudo dessas variáveis, as diferenças entre os grupos I e II foram baseadas principalmente na limitação em executar movimentos de transição e andar fora de casa e na comunidade e na necessidade de tecnologia assistiva no começo da marcha, na qualidade do movimento e na habilidade da criança de executar função motora grossa como correr e pular. Como essas são atividades que envolvem velocidade e estabilidade, era esperada uma diferença significativa entre os grupos em relação aos dados têmporo-espaciais. Somado a isso, a literatura salienta que os parâmetros têmporo-espaciais são suficientes para classificar crianças com PCD. Os estudos de O'Malley *et al.* (1997)¹⁵ e Damiano e Abel (1996)²¹ estabelecem que esses parâmetros são importantes indicadores do nível de gravidade da criança PC.

Outro marcador importante são os diferentes instrumentos de medida usados nos estudos para obtenção da velocidade, assim como a normalização desse dado. Na presente pesquisa a velocidade da marcha foi normalizada pela altura das crianças. Nos dados encontrados na literatura, provavelmente por serem estudos multicêntricos, essas informações não foram mencionadas. Diferentes instrumentos de medidas e formas de normalização geram resultados diferentes entre estudos. Além disso, nossa amostra era composta apenas por crianças PCD, sendo que os demais estudos as crianças foram classificadas apenas como crianças PC.

Embora uma associação positiva entre um bom desempenho na velocidade e bons parâmetros de amplitude de movimento e força já tenha sido

reportada⁵⁰, pressupõe-se que os parâmetros têmporo-espaciais não são necessariamente capazes de determinar o grau de acometimento da criança PCD nível I e II do GMFCS durante a marcha. Variáveis como deslocamento angular, que descrevem o movimento, facilitam esse grau de avaliação, pois permitem, por meio da comparação com dados normativos, determinar ausência e excesso de movimento⁵¹.

Em relação aos resultados da análise de componentes, este estudo demonstrou que crianças PCD nível I do GMFCS apresentam mais amplitude de elevação pélvica (obliquidade pélvica) e adução do quadril que crianças PCD do nível II na fase de apoio da marcha. Na marcha normal, no contato do pé com o solo, a hemipelve direita se encontra alinhada com a hemipelve esquerda e o quadril em neutro no plano frontal. Em seguida, ocorre queda da pelve contralateral ao membro apoio, resultando no aumento da obliquidade pélvica da perna apoio, em torno de uns 5-7 graus⁵². A elevação pélvica tem como objetivo ajustar o comprimento do membro apoio e evitar excessivo deslocamento vertical do centro de gravidade⁵². O movimento de adução/abdução do quadril nesse momento resulta, em grande parte, do movimento de rotação da pelve sobre o fêmur⁵¹. Enquanto que no membro apoio a elevação pélvica favorece a amplitude de adução do quadril, do lado contralateral a hemipelve deprimida favorece o movimento de abdução⁵². A amplitude de adução do membro apoio é importante para manter a estabilidade do corpo em apoio unipodal, já a amplitude de abdução do membro oscilante nesse momento é importante para facilitar a retirada do pé do chão e o avanço do membro à frente^{10,52}.

Uma menor elevação pélvica na fase de apoio da marcha observado no grupo nível II pode ter como causa fraqueza da musculatura abduutora bilateral

e espasticidade da musculatura adutora⁵⁴. O resultado dessas alterações é a diminuição da estabilidade na fase de apoio, pois o quadril na fase de apoio médio não tem como suportar o peso do quadril contralateral, que se encontra na fase de pré-oscilação. Outro fator associado a uma pelve mais deprimida é a tentativa da criança de diminuir o comprimento do membro para facilitar o contato inicial do pé⁵⁴. O resultado é o maior deslocamento inferior do centro de gravidade, pois a pelve apoio está também deprimida, dificultando a elevação suave do centro de gravidade importante nessa fase de apoio médio. Isso leva a um deslocamento acentuado do centro de gravidade inferiormente⁵⁴. Uma relação positiva entre aumento do gasto energético e maior deslocamento do centro de gravidade já foi investigada^{55,56}.

Na articulação do quadril, perda da amplitude de adução na fase de apoio da marcha pode ser causada por contratura da musculatura abdução do quadril, aumento funcional do comprimento do membro apoio e/ou uma ação compensatória do quadril para liberar o membro apoio do chão, permitindo o início da fase de oscilação^{9,54}. Na fase de apoio médio, o quadril tende a aduzir para trazer o peso do corpo o mais próximo possível do corpo, reduzindo, assim, o comprimento do braço de alavanca da força externa (força da gravidade x massa = peso do corpo) do centro de rotação do quadril, conseqüentemente, diminuindo o momento de força interna da musculatura abdução⁵⁷⁻⁵⁹. Esse padrão mantém o gasto energético do corpo no mínimo, além de trazer mais estabilidade⁵⁵. Crianças com diminuição da amplitude de adução na fase de apoio terão que gerar mais força abdução nessa fase. Como crianças PCD apresentam normalmente encurtamentos e fraqueza da musculatura abdução, o resultado

seria o aumento da instabilidade, forçando essa criança a alterar o padrão da marcha para se manter menos tempo possível na fase de apoio⁵⁷⁻⁵⁹.

A associação de menor de amplitude da pelve e quadril no plano frontal, encontrada no grupo de crianças PCD nível II, mostra que essas crianças terão menos estabilidade durante a marcha em ambientes como suas casas. Nas situações mais ameaçadoras, como marcha em superfícies irregulares, em lugares fora do contexto de seus lares, no subir e descer escadas, no correr e pular, a instabilidade será muito maior, justificando a necessidade de assistência nessas situações. Portanto, os achados do estudo confirmam as características da função motora grossa de crianças PCD nível II do GMFCS.

Em relação às crianças nível I, embora o objetivo do presente estudo não seja comparar um grupo GMFCS nível I com crianças normais ou típicas, espera-se que as amplitudes articulares desse grupo sejam próximas da de um grupo de crianças normais ou típicas. Como os próprios autores do GMFCS relatam, crianças PC nível I têm deficiências neuromotoras nas quais as limitações funcionais são menores que as limitações associadas a crianças com diagnóstico de paralisia cerebral com gravidade mínima¹⁹. Uma sugestão futura seria comparar crianças PCD nível I com crianças normais e tentar determinar quais os parâmetros cinemáticos que diferenciariam esses dois grupos, para assim estabelecerem-se melhores metas de tratamento voltadas para crianças com comprometimento mínimo.

Era esperado que as diferenças nas variáveis cinemáticas observadas no presente estudo também ocorressem no plano sagital, uma vez que é o plano de movimento de maior amplitude e onde crianças PCD apresentam alterações importantes. A classificação da marcha dipléica proposta por Rodda e Graham

(2001)¹⁴ concentra-se nas análises cinemáticas e cinéticas feitas no plano sagital. Entretanto, os autores afirmam que as alterações da marcha decorrentes dos planos frontal e transversal são também importantes¹⁴.

Muitas das crianças com PCD apresentam assimetrias entre planos de movimento num determinado plano com reflexo em outro plano de movimento. Por exemplo, rotação interna excessiva da pelve no contato inicial resulta em abdução excessiva do quadril também no contato inicial^{9,60}. Por outro lado, aumento da amplitude de movimento da pelve no plano frontal pode ser secundário à perda de amplitude do quadril e joelho no plano sagital. A ausência de componentes principais significativas no plano sagital pode estar ligada à natureza do movimento. Pelo fato de os movimentos no plano sagital serem de grandes amplitudes, a variabilidade é normalmente pequena quando comparada a movimentos de menor amplitude^{61,62}. Como na análise de componentes o objetivo é que a componente maximize a variância da variável original, sendo a variância da variável original pequena, o resultado é uma componente que contribui pouco para o modelo⁴⁰. Uma opção seria aumentar o número amostral do estudo e tentar detectar mais variâncias. Observacionalmente, pode-se notar na FIGURA 1, apresentada nos resultados, que o padrão de movimento das crianças nível I e II nos planos sagitais e demais planos onde não foi encontrada diferença significativa é muito próximo.

Os resultados significativos das componentes principais foram aplicados a uma análise discriminante, com o objetivo de determinar quais das variáveis melhor discriminam os grupos nos dois níveis do GMFCS. O gráfico de dispersão (FIGURA 4) demonstra que os dois grupos tendem a se separar quando próximos da componente que detectou a diferença de amplitude de

obliquidade pélvica no plano frontal. Clinicamente, esse resultado mostra que perda de amplitude de elevação pélvica na fase de apoio da marcha explica melhor a diferença cinemática entre os níveis I e II. Como pontuado anteriormente, uma pelve deprimida, na fase de apoio da marcha, favorece a amplitude de abdução do quadril, momento em que seria mais importante uma amplitude de adução para aproximar o membro da linha de gravidade e gerar estabilidade e menos demanda para os abdutores do quadril.

A literatura vem referenciando que a análise cinemática da marcha de crianças PCD possibilita conhecer as diferenças angulares decorrentes de alterações biomecânicas, responsáveis por diferentes padrões de marcha^{12,35,36}. Uma das limitações do presente estudo está na aplicação da análise de componentes principais apenas na fase de apoio da marcha. A escolha de uma fase do ciclo ocorreu pela dificuldade em expandir o tamanho amostral estudado. A análise da marcha por meio de sistemas tridimensionais é importante para a compreensão das variáveis envolvidas no movimento, entretanto, é um processo complexo e longo, principalmente em crianças com paralisia cerebral, que normalmente apresentam dificuldades para deambular. Embora as fases da marcha estejam relacionadas, para diminuir a variabilidade dos dados e tornar os resultados mais confiáveis limitou-se a análise a apenas uma parte do ciclo da marcha. Seria interessante que os próximos estudos realizassem uma análise considerando todo o ciclo, para talvez compreender com mais dimensão as alterações cinemáticas decorrentes da PCD.

A presente pesquisa é a primeira que se propõe a investigar os parâmetros cinemáticos nos três planos de movimento com o objetivo de compreender as diferenças e as semelhanças na marcha de crianças PCD

classificadas nos níveis I e II de acordo com o GMFCS. Os resultados ajudarão no planejamento do tratamento de crianças PCD, tendo como base as diferenças cinemáticas encontradas. Dessa maneira, pode-se aplicar intervenções mais específicas relacionadas ao desempenho funcional da criança. Crianças nível II do GMFCS devem ser tratadas com ênfase no ganho de amplitude de obliquidade pélvica e adução de quadril, para poder garantir-se marcha mais estável, com menos gasto energético e livre de assistência.

5 CONCLUSÕES

A comparação da análise cinemática da marcha de crianças com paralisia cerebral diplégicas nível I e II do GMFCS pode fornecer dados relevantes para o conhecimento das diferenças cinemáticas entre os grupos. Ao final deste estudo, foi possível concluir que:

- Na amostra investigada, crianças PCD nível I e II do GMFCS apresentaram velocidade de marcha, comprimento da passada, tempo da fase de apoio e oscilação e tempo de ciclo semelhantes entre grupos.
- As angulações da pelve e quadril no plano frontal na fase de apoio da marcha foram os parâmetros cinemáticos cujas diferenças em amplitudes foram estatisticamente significativas entre crianças PCD nível I e II.
- Menor amplitude de adução do quadril na fase de apoio da marcha no grupo II do GMFCS leva a uma marcha mais instável, pois aumenta o momento de força interna abdução do quadril.
- Menor amplitude de elevação pélvica na fase de apoio da marcha limita a amplitude de adução do quadril apoio, limita a amplitude de abdução do quadril oposto e leva a maior deslocamento do centro de gravidade, podendo aumentar a demanda energética dessa criança durante a marcha.
- A associação de menor amplitude de adução do quadril e elevação pélvica na fase de apoio da marcha de uma criança classificada como nível II do GMFCS justifica as dificuldades dessas crianças ao deambular em ambientes ameaçadores e no subir e descer escadas e a necessidade de auxílio mecânico.

- A variável cinemática que melhor discrimina nível I do nível II é a obliquidade pélvica no plano frontal, sendo, portanto, um parâmetro clínico que deve ser enfatizado no processo de reabilitação dessas crianças.
- Nenhuma componente significativa foi identificada na articulação do joelho e tornozelo nos três planos de movimento na fase de apoio da marcha.
- Análise cinemática de crianças com PCD deve ser realizada com um número amostral mais representativo, para que todo o ciclo da marcha possa ser considerado na análise de componentes.
- O conhecimento das diferenças e semelhanças cinemáticas da pelve e articulações do quadril, joelho e tornozelo entre crianças GMFCS nível I e crianças sem diagnóstico de paralisia cerebral deve ser investigado.
- Na prática clínica, deve-se tratar crianças PCD nível II tendo como objetivo um trabalho voltado para ganho de amplitude de elevação pélvica e adução do quadril na fase de apoio da marcha, para poder melhorar-se o equilíbrio em apoio unipodal, reduzir gasto energético e diminuir assistência em tarefas de mobilidade.

REFERÊNCIAS

1. BAX, M. *et al.* Proposed definition and classification of cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.47: p.571-576, 2005.
2. SCHWARTZMAN, J.S. Paralisia cerebral. **Arquivos Brasileiros de Paralisia Cerebral**, v.1, n.1: p.4–17, 2004.
3. COSTA VAL, J. A . Manejo da espasticidade na paralisia cerebral: rizotomia dorsal seletiva (RDS). *In*: FONSECA, L.F.; LIMA, A.L.C. **Paralisia cerebral-neurologia, ortopedia e reabilitação**, 2. ed. 2008.
4. GIULIANI, C.A. Dorsal rhizotomy for children with cerebral palsy: suport for concepts of motor control. **Physical Therapy**, v.71, n.3, p.248-259, Mar1991.
5. DAMIANO, D.L. *et al.* Spastcity versus strength in cerebral palsy: relationships among involuntary ristance, voluntary torque and motor function. **European Journal of Neurology**, v.8 suppl. 5, p.40-49, Nov 2001.
6. NEILSON, P.D.; MCCAUGHEY, J. Self-regulation of spasm and spasticity in cerebral palsy. **Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry**, v.45, n.4, p. 320-330, Apr 1982.
7. NASH, J.; NEILSON, P.D.; O'DWYER, N.J. Reducing spasticity to control muscle contrature of children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.31: n.4, p.471-480, Aug 1989.
8. VAZ, D.V. Alterações musculares em indivíduos com lesão do neurônio motor superior. **Fisioterapia e Pesquisa**. São Paulo; v.13, n.2, p. 58-66, 2006
- 9 GAGE, J.R. **The treatment of gait problems in cerebral palsy**. London: Mac Keith, 2004.
10. PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. Slack International Book Distributors, 1992.
11. FONSECA, L.F.; LIMA, C.L.A. **Paralisia cerebral**. Rio de Janeiro, MedBook – Editora Científica – 2 edição 2008. cap. 43 p.473-475.
12. SUTHERLAND, D.H. Commum gait abnormalities of the knee in cerebral palsy, **Clin Orthop Relat Res**, v.288: p.139-47, 1993.
13. CAROLLO, J.J.; DEBRUNEER, H.E. Q. Gait pattern classification in children with cerebral palsy: results form a 12-state hidden Markov model created with a large training set. **Gait & Posture**, S20:S4 [Abstrack], 2004.

14. RODDA, J.; GRAHAM, K.H. 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.
15. O' MALLEY, J.M.; ABEL, M.F.; DAMIANO, L.D. Fuzzy clustering of children with cerebral palsy based on temporal-distance gait parameters. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.5, n.4, p.300-3009, 1997.
16. DOBSON, F. *et al.* Gait classification in children with cerebral palsy: a Systematic review. **Gait & Posture**, v.25, p. 140-152, 2006.
17. BELL, K.J. *et al.* Natural progression of gait in children with cerebral palsy. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, Philadelphia, v.22, p.677-682, 2002.
18. RUSSEL, D. *et al.* Gross motor function measure manual. Ontario: Chedoke-McMaster Hospitals, **McMaster University and Hugh McMillan Rehabilitation Center**, 1990.
19. PALISANO, R. *et al.* Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.39: p.214-23, 1997.
20. PALISANO, R. *et al.* Gross motor function classification system expanded and revised. **Website:www.canchild.ca**, 2007.
21. DAMIANO, D.L.; ABEL, M.F. Relation of gait analysis to gross motor function in cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.38 p.389-396, 1996.
22. DROUIN, L. *et al.* Correlation between the gross motor function measure scores and gait spatio-temporal measures in children with neurological impairments. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.38 p.1007-1019, 1996.
23. ABEL M.F. *et al.* Muscle-Tendon surgery in diplegic cerebral palsy : functional and mechanical changes. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, Philadelphia, v.19, p.366-375, 1999.
24. KONDO, I. *et al.* Effectiveness of selective muscle-release surgery for children with cerebral palsy : longitudinal and stratified analysis. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.46 p.540-547, 2004.
25. STEINBOK, P. Selective dorsal rhizotomy for spastic cerebral palsy: a review. **Child's Nerv Syst**, v.23: p.981-90, 2007.
26. DAMIANO, D.L.; ABEL, M.F. Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy. **Arch Phys Med Rehabil**, v.79 ; 119-1125 , 1998.

27. REDDIHOUGH, D.S. *et al.* Functional outcome of botulinum toxin A injections to the lower limbs in cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.44 p.820-827, 2005.
28. RUSSEL, D.J.; GORTER, J.W. Assessing functional differences in gross motor skills in children palsy who use an ambulatory aid or orthoses : can the GMFM-88 help ? **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.47 p.462-467, 2005.
29. WOOD, E.; ROSENBAUM, P. The gross motor function classification system for cerebral palsy: a study of reability and stability over time. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.42: p.292- 296, 2000.
30. MACCORMICK, A. *et al.* Stability of the gross motor function classification system in adults with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.49: p.265-269, 2007.
31. CHAGAS, P.S.C. *et al.* Classificação da função motora e do desempenho funcional de crianças com paralisia cerebral. **Rev Bras Fisioter**, v.12, n.5: p.409-16, 2008.
32. ROSENBAUM, P. *et al.* Prognóstico for gross motor function in cerebral palsy **JAMA**, v.288: p.1357-1363, 2002.
33. GAGE, J.R. Gait analysis an essential tool in the treatment of cerebral palsy. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.268, p.126-134, 1993.
34. GAGE, J.R.; NOVACHECK, T.F. An Update on the treatment of gait problems in cerebral palsy. **Journal Pediatric Orthopaedics**, 10 (part B): p.265-74, 2001.
35. MORAIS FILHO, M. C. *et al.* Are the recommendations from three-dimensional gait analysis associated with better postoperative outcomes in patients with cerebral palsy ? **Gait & Posture**, v.28: p.316-322, 2008.
36. PARK, E.S. *et al.* The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. **Gait & Posture**, v.17, p.43-49, 2002.
37. DAVIS ROY, B. The motion analysis laboratory. *In*: GAGE, J.R. **The treatment of gait problems in cerebral palsy**. London: Mac Keith, 2004.
38. OEFFINGER, D. *et al.* Gross motor function classification system and outcome tools for assessing ambulatory cerebral palsy: a multicenter study. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v:46; p.311-319, 2004.
39. REDEKOP, S.; ANDRYSEK, J.; WRIGHT, V. Single-session reliability of discrete gait parameters in ambulatory children with cerebral palsy based on GMFCS level. **Gait & Posture**, v.28: p.627-633, 2008.

40. JOLLIFFE, I.T. **Principal component analysis**. Springer, New York, 2004.
41. 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: p.267-73, 2009.
42. QUALISYS, AB Qualisys. **Track Manger use manual**. Gothenburg, Suécia, v.1.9.2, 2006.
43. Visual 3D: **software pago. Versão 3.33**. Rockville, USA: C-Motion Inc., 2007.
44. CAPPOZZO, A. *et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry: part 1: theoretical background. **Gait & Posture**, v.21, n.2, p.186-196, Fev 2005.
45. Software **Minitab** versão 14.0.
46. Software *Statistical Package for Social Sciences* **SPSS** versão 15.
47. DELUZIO, K.J.; ASTEPHEN, J.L. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis : na application of principal component analysis. **Gait & Posture**, v.25: p.86-93, 2007.
48. CARRIERO, A. *et al.* Determination of gait patterns in children with spastic diplegic cerebral palsy using principal components, **Gait & Posture**, v.29: n.1 p.71-75 ,2009.
49. BAGLEY, A.M. *et al.* Outcome assessments in children with cerebral palsy,Part II;discriminatory ability of outcome tools. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.49; p.181-186, 2007.
50. OLNEY, S.; 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, p.872-885, 1994.
51. MCGINLEY, L. *et al.* The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review, **Gait & Posture**, v.29: n.3, p.360-369, 2009.
52. NEUMANN, D.A. **Kinesiology of the musculoskeletal system**. Foundations for Physical Rehabilitation, Mosby, Inc, St Louis, 2002.
53. ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Human walking**. 2. ed. London: Williams & Wilkins, 1994.
54. RANCHO LOS AMIGOS MEDICAL CENTER OBSERVACIONAL GAIT ANALYSIS HANDBOOK DOWNWY: **Los Amigos Research and Education Institute**, Inc, 2001.

55. DELLA CROCE, U. *et al.* A refined view of determinants of gait. **Gait & Posture**, v.14: p.79-84, 2001.
56. RUSSELL, S.D. *et al.* Determinants of gait as applied to children with cerebral palsy. **Gait & Posture**, v.26: p.295-300, 2007.
57. CHAO, E.Y.S. **Biomechanics of the human gait**, in: Schmid-Schoenbein *et al.* (Ed.), *Frontiers in biomechanics*, Springer-Verlag, **New York**, 1986, pp. 225-244.
58. ANDRIACCHI, T.P.; MIKOSZ, P.R., *Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications. In: MOW, V.C.; HAYES, W.C. (Eds.). Basic orthopaedic biomechanics.* Raven Press, New York, 1991, pp. 51-92.
59. WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement.** John Wiley & Sons, Inc., Waterloo 2005.
60. O'SULLIVAN, R. *et al.* Factors associated with pelvic retraction during gait in cerebral palsy, **Gait & Posture**, v.25: p.425-431, 2007.
61. RAMAKRISHNAN, H.K.; KADABA, M.P. On the estimation of joint kinematics during gait, **J Biomechanics**, v.24, p.969-977, 1991.
62. KADABA, M.P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTTEN, M.E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **J Orthop Res**, p.383-392, 1990.

APÊNDICES E ANEXO

ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Título do Projeto: ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE CRIANÇAS DIPLÉGICAS NÍVEL I e II DO GMFCS.

Este termo de consentimento pode conter palavras que você não entenda. Peça ao pesquisador que explique as palavras ou informações não compreendidas completamente.

1) Introdução

Você (ou seu filho ou dependente) está sendo convidado (a) a participar da pesquisa ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE CRIANÇAS DIPLÉGICAS NÍVEL I e II DO GMFCS. Se decidir participar, é importante que leia estas informações sobre o estudo e o seu papel nesta pesquisa. A decisão de participar neste estudo é voluntária e sua continuação não é obrigatória. A qualquer momento você ou seu dependente pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição envolvida. É preciso entender a natureza e os riscos da sua participação e dar o seu consentimento livre e esclarecido por escrito.

2) Objetivo

O objetivo deste estudo é avaliar a marcha de seu filho (a) e comparar os dados coletados entre os grupos de crianças 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 visualmente como ele está andando.

3) Procedimentos do estudo

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 bolas serão aderidas ao corpo usando uma fita adesiva de dupla-face. Em seguida, seu dependente será solicitado a andar sobre um piso emborrachado antiderrapante, 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 duas a três vezes para garantir dados precisos para futura análise. Em seguida, ele será solicitado a fazer algumas tarefas como levantar de uma cadeira, subir e descer uma escada, entre outras. O tempo que vocês permanecerão no laboratório é de no máximo uma (1) hora.

4) Riscos e desconforto

Não há risco ou desconforto físico envolvido nos procedimentos.

5) Benefícios

A participação na pesquisa não acarretará gasto para você, sendo totalmente gratuita. Os resultados desta pesquisa não trarão benefício imediato a você ou seu dependente, mas futuramente poderá ajudar várias pessoas com alterações na marcha.

6) Tratamento alternativo (se for o caso)

Não aplicável

7) Custos/reembolso

Você não terá nenhum gasto com a sua participação no estudo. Você também não será reembolsado com o gasto para se locomover de casa até o local da pesquisa e para retornar para casa.

8) Responsabilidade

Toda responsabilidade do presente projeto é da Coordenadora do mesmo, Prof. Renata Noce Kirkwood.

9) Caráter confidencial dos registros

Algumas informações obtidas a partir de sua participação neste estudo não poderão ser mantidas estritamente confidenciais. 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.

10) Participação

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. 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.

11) 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 a Dra. Renata Noce Kirkwood, no telefone (31) 3499-4782 ou (31) 9985-0707.

Se você tiver perguntas em relação a seus direitos como participante do estudo clínico, você também poderá contatar uma terceira parte/pessoa, que não participa desta pesquisa. Ligue para a profa. Maria Tereza Marques membro do CEP no telefone (31) 3409-4592.

12) Declaração de consentimento

Li ou alguém leu para mim as informações contidas neste documento antes de assinar este termo de consentimento.

Declaro que fui informado sobre os métodos e meios a ser utilizado, as inconveniências, riscos, benefícios e eventos adversos que podem vir a ocorrer em consequência dos procedimentos.

Declaro que tive tempo suficiente para ler e entender as informações acima.

Declaro também que toda a linguagem técnica utilizada na descrição deste estudo de pesquisa foi satisfatoriamente explicada e que recebi respostas para todas as minhas dúvidas.

Confirmo também que recebi uma cópia deste termo de consentimento.

Compreendo que sou livre para me retirar do estudo em qualquer momento, sem perda de benefícios ou qualquer outra penalidade.

Dou meu consentimento de livre e espontânea vontade e sem reservas para que meu dependente participe como sujeito deste estudo.

Nome do participante (em letra de forma)

Assinatura do participante ou representante legal

Data

Atesto que expliquei cuidadosamente a natureza e o objetivo deste estudo, os possíveis riscos e benefícios da participação no mesmo, junto ao participante e/ou seu representante autorizado. Acredito que o participante e/ou seu representante recebeu todas as informações necessárias, que foram fornecidas em uma linguagem adequada e compreensível e que ele/ela compreendeu essa explicação.

Assinatura do pesquisador

Data

ANEXO B - Formulário de dados para caracterização dos sujeitos

Formulário de dados				Data / /	
Nome:					
Data de nascimento:		Idade:	anos		
Endereço:					
Telefone:		Celular:			
Mãe:					
Pai:					
Instituição:	<input type="checkbox"/> AMR	<input type="checkbox"/> Sensorial	<input type="checkbox"/> Odilon Behrens	<input type="checkbox"/> Outro	
Diagnóstico:			Topografia:		
Aquisição da marcha:		anos	GMFM:		
Peso (Kg):			Altura (m):		
Observações:					
Tto fisioterapêutico:			<input type="checkbox"/> Sim		
			<input type="checkbox"/> Não		
Uso de órteses:			<input type="checkbox"/> Sim		
			<input type="checkbox"/> Não		
Cirurgias:			<input type="checkbox"/> Sim		
			<input type="checkbox"/> Não		
Toxina botulínica:			<input type="checkbox"/> Sim		
			<input type="checkbox"/> Não		

Parecer nº. ETIC 131/05

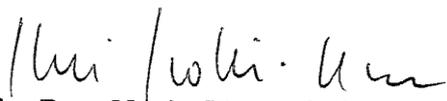
ANEXO C -

**Interesse: Profa. Renata Noce Kirwood
Depto. de Fisioterapia - EEFFTO/UFMG**

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou no dia 23 de novembro de 2005, o projeto de pesquisa intitulado << **Desenvolvimento fidedignidade e validade da Escala Observacional de deficiência e comprometimento funcional da marcha** >> bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

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


Prof. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia
Presidente do COEP/UFMG