

TAINÁ RIBAS MÉLO

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE CRIANÇAS COM
DIPARESIA ESPÁSTICA EM PLANO INCLINADO**

Dissertação de Mestrado apresentada como pré-requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Educação Física, no Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná.

TAINÁ RIBAS MÉLO

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE CRIANÇAS COM
DIPARESIA ESPÁSTICA EM PLANO INCLINADO**

Dissertação de Mestrado apresentada como pré-requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Educação Física, no Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Vera Lúcia Israel
Co-orientador: Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki

Aos meus pais...

"Eis o meu segredo: só se vê bem com o coração. O essencial é invisível aos olhos".
(Antoine de Saint-Exupéry)

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais amados que sempre me deram amor e apoio para alcançar meus objetivos e meus sonhos... Paizão grande incentivador da vida, exemplo de força... mãe amada e carinhosa (continuaremos lutando por você mãe)...

Ao clubinho feliz (Anna, Sibebe, Clynton, Talita, Elis Valevein, Bibi, Arlete, Marcos, Vera, Dani Gallon e Luciana) que muito me ensinaram, apoiaram, ampararam e incentivaram em meio de comilanças (omeletes de galinhas “felizes”) e pés na água para energizar! À Carla, Paula, Cristiane Maciel, Melissa, Gabriela e Débora pela amizade e companheirismo nos momentos mais difíceis. Ao Diego, pelo sorriso!

Aos que me auxiliaram muito nas coletas desde antes dos pilotos como a Suellen Góes, nos pilotos como o Fabio e aqueles que aguentaram comigo quedas de poste, falta de luz, madrugadas acordadas, emoções e dificuldades, risos e lágrimas... Dagliane, Manoela (e também o Tuiú), Ana Caru, Gisele (“filhote”), Felipe, Bianca Kirchner, Izabela, Carlos, Mário Sérgio e especialmente a Elis Bichman... parceira, vizinha de quarto, confidente, amiga, “filha”... na alegria e na tristeza... para muito além de todas as coletas!

“A amizade é um amor que nunca morre”. Mário Quintana

Ao Ricardo Martins de Souza pelo sempre pronto apoio, orientação, ensinamento e resolução de problemas... sempre com paciência e boa vontade! A todos do CECOM que muito me ensinaram e acolheram...

Às crianças que tão **especialmente** fizeram parte desta pesquisa e que me proporcionaram momentos inesquecíveis... também aos seus pais e responsáveis, por auxiliarem e confiarem.

Às fisioterapeutas Joseana e Vivian... à Casa Amarela e ao CENEP, especialmente por todo o apoio e incentivo da Marise Zonta.

“A maioria das pessoas não cogitam superar seus próprios limites”. Everton Santos

Às Secretarias de Educação do Município e do Estado pelo apoio e a toda sua equipe um grande obrigada.

À Ana Tereza que me auxiliou não somente com a resolução difícil da estatística, mas que me motivou e esteve sempre presente no andamento deste trabalho, uma amiga.

A toda equipe do programa de pós-graduação em Educação Física da UFPR e ao Daniel pela ajuda com as questões burocráticas...

Ao financiamento concedido pela bolsa mestrado pela REUNI-UFPR.

Às professoras Elisângela Manffra e Cláudia Santos e ao professor Clynton Lourenço

Corrêa pelas contribuições no projeto como banca de qualificação e defesa.

A Profa. Dra Vera Lúcia Israel, orientadora e companheira de tantas batalhas e que muito me inspirou e inspira nessa caminhada, que esteve por perto para acalmar, ensinar e incentivar. Doces foram os ensinamentos e desafios!

Ao Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki, co-orientador, que me acolheu, muito me ensinou e “muitas mais dúvidas me trouxe” e que assim como a Profa Vera me permitiram crescer e chegar à conclusão desse trabalho. Sem vocês isso não teria sido possível!

"Quase sempre minorias criativas e dedicadas tornam o mundo melhor." Martin Luther King

A Deus ou a todos os deuses... não importando o nome que tenha(m)...

Enfim... À DIVERSIDADE que tanto me instiga, fascina e motiva.

Obrigada!

SUMÁRIO

| | |
|--|-------------|
| LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS | VIII |
| LISTA DE FIGURAS | IX |
| LISTA DE GRÁFICOS | X |
| LISTA DE QUADROS | XI |
| LISTA TABELAS | XII |
| 1 INTRODUÇÃO | 16 |
| 2 OBJETIVOS | 19 |
| 2.1 OBJETIVO GERAL | 19 |
| 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 19 |
| 2.3 HIPÓTESES | 19 |
| 3 REVISÃO DE LITERATURA | 20 |
| 3.1 MARCHA | 20 |
| 3.1.1 Marcha em Plano Inclinado..... | 26 |
| 3.2 ENCEFALOPATIA CRÔNICA NÃO PROGRESSIVA DA INFÂNCIA (ECNPI) E DIPARESIA ESPÁSTICA | 28 |
| 3.2.1 Marcha do Diparético | 35 |
| 4 MÉTODOS | 44 |
| 4.1 DESENHO DO ESTUDO | 44 |
| 4.2 PARTICIPANTES | 45 |
| 4.3 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS | 47 |
| 4.3.1 Análise Cinemática da Marcha | 47 |
| 4.3.2 Testes de Encurtamento Músculo-tendíneo | 50 |
| 4.4 PROCESSAMENTO E TRATAMENTO DOS DADOS | 54 |
| 4.5 VARIÁVEIS | 55 |
| 4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA..... | 60 |
| 5 RESULTADOS | 61 |
| 5.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA | 61 |
| 5.1.1 Testes de Encurtamento Músculo-tendíneo | 61 |
| 5.3 ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA..... | 63 |
| 5.3.1 Variáveis Lineares Espaciais e Temporais | 63 |
| 5.3.2 Variáveis Angulares..... | 65 |
| 6 DISCUSSÃO | 80 |
| 6.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA | 80 |
| 6.1.1 Testes de Encurtamento Músculo-tendíneo | 80 |
| 6.3 ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA..... | 82 |
| 6.3.1 Variáveis Lineares Espaciais e Temporais | 82 |
| 6.3.2 Variáveis Angulares..... | 85 |
| 8 CONCLUSÃO | 91 |
| 9 REFERÊNCIAS | 92 |

| | |
|--------------------------|------------|
| APÊNDICE I..... | 103 |
| APÊNDICE II..... | 106 |
| APÊNDICE III..... | 109 |
| APÊNDICE IV | 110 |
| ANEXO I..... | 125 |
| ANEXO II..... | 126 |
| ANEXO III..... | 127 |

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

Abd- abdução
ABNT- Associação Brasileira de Normas Técnicas
Ad- adução
ADM- amplitude de movimento
cm- centímetros
CECOM- Centro de Estudos do Comportamento Motor
DP- desvio padrão
DEF- Departamento de Educação Física
EIAS- espinha ilíaca ântero-superior
ECNPI- Encefalopatia Crônica não progressiva da Infância
EPR- elevação da perna reta
Ext- extensão
Flex- flexão
FQB- flexores quadril biarticulares
FQU- flexores quadril uniarticulares
GC- grupo controle
GD- grupo diparesia
GE-grupo experimental
Kg- quilograma
LCP- lei co-variação planar
LPV- leucomalácia periventricular
m-metros
Máx- máximo
Mín- mínimo
NBR- Norma Brasileira
PC- Paralisia Cerebral
QI- quociente intelectual
RE- rotação externa
RI- rotação interna
s- segundos
SNC- Sistema Nervoso Central
TA- tempo apoio
TO- tempo de oscilação
UFPR- Universidade Federal do Paraná
vs- versus
Hz- hertz
3D- tridimensional

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|-----|
| FIGURA 1- Fases do ciclo de marcha..... | 23 |
| FIGURA 2- Ângulos de movimento (média±desvio padrão) na marcha típica no plano horizontal..... | 24 |
| FIGURA 3- Vias sensoriomotoras normais e em caso de Leucomolácia Periventricular | 33 |
| FIGURA 4- Padrões comuns na marcha na diparesia espástica. | 39 |
| FIGURA 5- Delineamento do estudo..... | 44 |
| FIGURA 6- Participante da pesquisa com os marcadores reflexivos..... | 48 |
| FIGURA 7- Convenções angulares adotadas | 49 |
| FIGURA 8- Rampa utilizada na avaliação (CECOM, DEF, UFPR)..... | 50 |
| FIGURA 9- Teste de Thomas Modificado | 51 |
| FIGURA 10- Teste de Duncan-Ely..... | 52 |
| FIGURA 11- Teste de Elevação da Perna Reta..... | 53 |
| FIGURA 12- Modelo de gráfico utilizado no estudo | 55 |
| FIGURA 13- Comprimento e Largura da passada | 57 |
| FIGURA 14- Ângulos de movimento de flexão e extensão do quadril durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida..... | 69 |
| FIGURA 15- Ângulos de movimento de rotação interna e externa e abdução e adução do quadril durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida. | 70 |
| FIGURA 16- Ângulos de movimento de flexão e extensão do joelho durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida..... | 72 |
| FIGURA 17- Ângulos de movimento de flexão e extensão do tornozelo durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida..... | 73 |
| FIGURA 18- Ângulos de movimento de inclinação e obliquidade pélvica durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida..... | 75 |
| FIGURA 19- Ângulos de movimento de rotação pélvica durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida. | 76 |
| FIGURA 20- Ângulos de movimento de inclinação ântero-posterior do tronco durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida..... | 78 |
| FIGURA 21- Modelo de Helen Heyes Modificado | 109 |
| FIGURA 22- Medidas antropométricas | 109 |

LISTA DE GRÁFICOS

| | |
|--|----|
| GRÁFICO 1- Valores da largura do passo (média±desvio padrão) e teste ANOVA para os grupos controle e diparesia nas 3 condições de plano (horizontal, subida e descida)..... | 65 |
|--|----|

LISTA DE QUADROS

| | |
|---|----|
| QUADRO 1. Variáveis Lineares Temporais..... | 55 |
| QUADRO 2. Variáveis Lineares Espaciais..... | 56 |
| QUADRO 3. Variáveis Espaciais Angulares..... | 57 |
| QUADRO 4. Variáveis lineares espaciais e temporais (média±desvio padrão) da marcha de crianças com diparesia espástica e grupo controle durante plano horizontal, subida e descida..... | 64 |
| QUADRO 5. Variáveis angulares dos membros inferiores (média±desvio padrão) da marcha de crianças com diparesia espástica e do grupo controle durante plano horizontal, subida e descida..... | 66 |
| QUADRO 6. Variáveis angulares da pelve e tronco (média±desvio padrão) da marcha de crianças com diparesia espástica e do grupo controle durante plano horizontal, subida e descida..... | 67 |

LISTA TABELAS

| | |
|---|-----|
| TABELA 1- Características gerais dos grupos (média±desvio padrão). | 60 |
| TABELA 2- Avaliação da reprodutibilidade dos testes (média±desvio padrão) - amplitude de movimento (diferença entre valor final e inicial)..... | 621 |
| TABELA 3- Comparação da amplitude de movimento (média±desvio padrão) entre os grupos com diparesia e controle (diferença entre valor final e inicial)..... | 62 |

1

RESUMO

O presente estudo visou caracterizar as variáveis cinemáticas da marcha de crianças com diparesia espástica em plano horizontal e em plano inclinado nas fases de subida e descida. Além disso objetivou-se comparar os dados da marcha de crianças com diparesia espástica com crianças com desenvolvimento típico. Participaram do estudo 20 crianças (10 crianças com diparesia espástica e 10 crianças com desenvolvimento típico), as quais foram avaliadas em condições experimentais (plano e inclinado nas fases de subida e descida) por meio de um sistema optoelétrico de imagens que permitiu a reconstrução tridimensional do movimento. Testes de encurtamento músculo-tendíneo (Thomas Modificado, elevação da perna reta e Duncan-Ely) foram empregados para caracterizar o estado de encurtamento muscular dos participantes. Dentre as variáveis cinemáticas lineares, apenas a largura do passo diferiu entre grupos, todavia, sem influência do plano. A altura do pé foi diferenciada entre os grupos apenas na fase de descida, onde as crianças diparéticas tiveram maior dificuldade em elevar o pé. As variáveis cinemáticas angulares permitiram identificar diferenças entre os grupos, o que revelou a influência da inclinação do plano. O padrão flexor (de quadril e joelho) evidenciado pelos testes de encurtamento músculo-tendíneo é confirmado pela análise cinemática para o movimento de flexão e extensão do quadril nos três planos. A influência do plano horizontal, subida e descida evidenciada ocorreu para ambos os grupos, porém com uma significativa máxima flexão de quadril maior para as crianças com diparesia na subida e menor extensão na descida. Para a flexão e a extensão do joelho durante a subida foi observada maior dificuldade de extensão dessa articulação para as crianças com diparesia quando comparadas ao grupo controle. Embora seja evidenciado um padrão flexor de quadril e joelhos para as crianças com diparesia em inclinações de 7° a atividade funcional da marcha independente pode ser mantida, ou seja, apesar das limitações as crianças conseguem adotar estratégias e realizar a função da marcha numa condição que pode ser então considerada como acessível.

Palavras-chave: paralisia cerebral; diparesia espástica; marcha; plano inclinado.

ABSTRACT

The present trial was aimed at characterizing the kinematic variables of gait in children with spastic diparesis in the horizontal plane and inclined plane in the uphill and downhill phases. Furthermore, the goal was to compare gait data from spastic diparetic children with those of children with typical development. Twenty children took part in this trial (10 children with spastic diparesis and 10 children with typical development), who were assessed in experimental conditions (inclined plane, in the uphill and downhill phases) by means of an optoelectric system of images which allowed a tridimensional reconstruction of movement. Tendinous muscle shortening tests (modified Thomas test, straight leg raising test and Duncan-Ely test) were employed to characterize the participants' muscle shortening status. Among the linear kinematic variables, only the stride width was different between the groups, however not influenced by the plane. The foot height differed between the groups only in the downhill phase, where diparetic children had more difficulty in raising their foot. Angular kinematic variables allowed for the identification of differences between the groups, which revealed the influence of plane inclination. The flexor pattern (of hip and knee), made evident by the tendinous muscle shortening tests, is confirmed by kinematic analysis for the flexion and extension movement of the hip in the three planes. The influence of the horizontal plane, uphill and downhill, occurred for both groups, however diparetic children presented a significant maximum hip flexion when uphill and lesser extension when downhill. As to uphill knee flexion and extension, it was observed that children with diparesis had greater difficulty in extending this joint when compared to the control group. Although a hip and knee flexion pattern is evident in diparetic children in inclinations of 7°, the functional activity of independent gait can be maintained, that is, despite the limitations children are capable of adopting strategies and undertaking gait function in a condition which can be regarded as accessible.

Keywords: *cerebral palsy; spastic diparetic; gait; inclined plane.*

1 INTRODUÇÃO

A marcha representa um evento com grande versatilidade funcional, permitindo que o sujeito acomode os membros inferiores às demandas ambientais como degraus, mudanças de superfície e obstáculos no caminho da progressão (PERRY, 2005b). A marcha tem sido relacionada à independência (ZAJAC; NEPTUNE; KAUTZ, 2002) que favorece o desenvolvimento cognitivo, perceptual e socioemocional (KERMOAIN *et al.*, 2006).

Ao considerar a funcionalidade da marcha é um evento amplamente estudado em diferentes situações e condições de patologia e/ou limitações (ARAÚJO, 2007). Por ser uma das condições mais limitantes (BECKUNG *et al.*, 2007) com indicadores elevados principalmente em países subdesenvolvidos (CEMIN; PERALLES, 2009; BRASIL, 2008; MANCINI *et al.*, 2002) a paralisia cerebral é definida como uma encefalopatia crônica não-progressiva da infância (ECNPI) que ocasiona prejuízos motores e/ou distúrbios sensitivos, cognitivos, perceptuais e epilepsia com implicações funcionais importantes (BAX *et al.*, 2005) e nas crianças com diparesia a marcha é a habilidade de maior expectativa dos pais e pacientes (EEK; BECKUNG, 2008).

Embora a lesão seja não-progressiva, na ECNPI os sinais clínicos se modificam, os sintomas aparecem à medida que o Sistema Nervoso Central (SNC) amadurece (BADELL-RIBERA, 1985) e a funcionalidade altera-se em função da idade e do crescimento (BELL *et al.*, 2002).

A diparesia espástica é o principal tipo de ECNPI nos recém-nascidos pré-termos (YOKOCHI, 2001; TANG-WAI; WEBSTER; SHEVELL, 2006) e seus índices elevam em decorrência do aumento do número de sobreviventes prematuros (BRASIL, 2008). Estudos mais recentes estimam uma prevalência de 18% (SHEVELL; MAJNEMER; MORIN, 2003) a 21% de casos de diparesia espástica entre os tipos de ECNPI (SHEVELL; DAGENAIS; HALL, 2009). A lesão encefálica nos prematuros está relacionada à leucomalácia periventricular (LPV) (ARGYROPOULOU, 2010; YOKOCHI, 2001) e devido à posição medial das fibras nervosas motoras descendentes do córtex as crianças apresentam comprometimento no aparelho locomotor (TANG-WAI; WEBSTER; SHEVELL, 2006).

Embora a maioria dessas crianças adquira a marcha de forma independente

ou com algum auxílio, o fazem mais tarde do que o normal (YOKOCHI, 2001) e empregam uma mistura de padrões normais e patológicos de movimento (FOWLER; GOLDBERG, 2009; CINTAS, 2001; BERGER, 1998).

Esses padrões têm sido estudados e descritos por análises cinemáticas que evidenciam alterações motoras não uniformes, ou seja, com vários padrões locomotores (GOUGH; SHORTLAND, 2006; YOKOCHI, 2001) e de habilidade motora grosseira (YOKOCHI, 2001). Assim, pode-se afirmar que as características cinemáticas são úteis na determinação desses padrões de marcha.

As alterações neuromotoras de crianças com ECNPI causam comprometimento sobre o desempenho funcional (BRASILEIRO; MOREIRA, 2008) e são influenciadas por restrições tanto intrínsecas (relacionadas à ECNPI), como das tarefas (como atividades de mobilidade e locomoção), e das características do ambiente (como as diferenças de nível ou outros fatores externos) (BRASILEIRO *et al.*, 2009; NEWELL; LIU; MAYER-KRESS, 2003). Ao considerar os fatores ambientais e para facilitar o desempenho funcional da marcha de sujeitos com necessidades físicas a legislação nacional e internacional preconiza a utilização de rampas quando existe a necessidade de mudança de nível (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002; ADOLPH; AVOLIO, 2000).

Como no ambiente natural a criança com desordem neuromotora é exposta a maiores demandas que desafiam suas funções locomotoras, e como é objetivo dos profissionais de reabilitação auxiliar a se tornarem aptas nos diferentes ambientes (LAW; WEBB, 2005) conhecer as características cinemáticas (deslocamentos angulares) torna-se útil na determinação desses padrões de marcha com intuito de padronizar abordagens e comunicação entre profissionais no estabelecimento de metas de reabilitação que incluem prescrição de órtese, toxina botulínica e cirurgias (ARAÚJO, 2007).

Vários estudos (NOBLE; PRENTICE, 2008; McINTOSH *et al.*, 2006; PRENTICE *et al.*, 2004; LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002; ADOLPH; AVOLIO, 2000) relatam as influências nas variáveis cinemáticas da marcha em sujeitos com desenvolvimento típico em decorrência do plano inclinado, principalmente durante a descida e na fase de apoio, porém nenhum deles analisou as características cinemáticas em crianças com diparesia espástica. Espera-se que alterações motoras como as decorrentes da ECNPI promovam compensações na realização de atividades como a da marcha em plano inclinado (LEROUX; FUNG; BARBEAU,

2002).

Isso porque numa perspectiva contextual embora a diparesia espástica possa resultar em alterações no sistema musculoesquelético já conhecidas, as manifestações biomecânicas e funcionais dessa condição em situações de maior dificuldade devem ser avaliadas uma vez que o desempenho funcional é influenciado não só pelas propriedades intrínsecas da criança, mas também pelas exigências específicas da tarefa e pelas características do ambiente no qual a criança interage (MANCINI *et al.*, 2004)

Dessa maneira, considerando que crianças com ECNPI do tipo diparesia espástica apresentam dificuldades na marcha (restrição do indivíduo); rampas são utilizadas como alternativas para promover acessibilidade, o que pode representar uma dificuldade durante a marcha (restrição da tarefa) e como não são conhecidos estudos que descrevam as características cinemáticas dessas crianças em plano inclinado a análise dessas variáveis torna-se importante tanto para os profissionais envolvidos no processo de reabilitação, como para essas crianças e seus familiares considerando suas expectativas e anseios.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral do presente estudo é determinar as características cinemáticas da marcha de crianças com encefalopatia crônica não progressiva da infância do tipo diparesia espástica em comparação com as características da marcha de crianças com desenvolvimento típico em plano inclinado e horizontal.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Descrever a marcha nas variáveis cinemáticas lineares (espaciais e temporais) e angulares de tronco, quadril, joelho e tornozelo na marcha intra grupos (com diparesia e com desenvolvimento típico) em plano inclinado e horizontal.
- Comparar as características cinemáticas entre crianças com diparesia espástica e com desenvolvimento típico durante marcha no plano inclinado e horizontal.

2.3 HIPÓTESES

H₁. Os parâmetros cinemáticos da marcha sofrerão influência do plano inclinado em comparação ao plano horizontal em crianças com diparesia e com desenvolvimento típico.

H₂. Os parâmetros cinemáticos da marcha serão mais influenciados nas crianças com diparesia espástica do que em crianças com desenvolvimento típico, independentemente da inclinação do plano (horizontal e inclinado).

H₃. Os parâmetros cinemáticos da marcha serão mais influenciados na descida do que na subida e no plano horizontal para ambos os grupos (diparesia e desenvolvimento típico).

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 MARCHA

A marcha é habilidade relacionada à independência funcional (ARAÚJO, 2007; ZAJAC; NEPTUNE; KAUTZ, 2002) que favorece o desenvolvimento cognitivo, perceptual e socioemocional (KERMOAIN *et al.* 2006), e sua aquisição ou aprimoramento são desfechos que geram grande expectativa no processo de reabilitação (ARAÚJO, 2007).

O caminhar compreende dois requisitos básicos: movimentos periódicos de cada pé de uma posição a outra; força de reação do solo suficiente aplicadas ao pé para suporte do corpo. Esses dois requisitos são necessários para que a locomoção bípede ocorra num evento cíclico que constitui a essência da marcha humana, não importando quão distorcidos podem estar os padrões decorrentes de patologia (INMAN; RALSTON; TODD, 2006; VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999).

A fim de avançar durante a marcha, utiliza-se o princípio da ação e reação ou 3ª Lei de Newton, a qual afirma que cada força exercida sobre um objeto promove uma força equivalente como resposta só que na direção oposta. Na marcha significa dizer que o indivíduo exerce uma força para trás e para baixo de forma que a superfície possa empurrá-lo para cima e para frente a fim de permitir a progressão (HAYWOOD; GETCHELL, 2004).

Mas, além dos princípios físicos da marcha, outros fatores estão envolvidos com a sua execução de maneira funcional para o indivíduo. Pode-se afirmar que o andar é um exemplo clássico de flexibilidade do controle motor fornecido pelo cérebro. No andar normal a cinemática dos membros inferiores é altamente consistente, entretanto, a cinética pode variar bastante (KNUDSON; MORRISON, 2001).

A marcha utiliza uma sequência de repetições do membro para permitir o avanço do corpo ao mesmo tempo em que permite a postura estável. É um evento que envolve interação dos membros inferiores multissegmentados e a massa total do corpo, necessitando de uma análise ampla que considere os vários aspectos durante avaliação (PERRY, 2005a) como os vários fatores neuromusculares que a influenciam (KERMOIAN *et al.*, 2006).

Isso é descrito por Noble e Prentice (2008) ao relatar que na marcha é necessário um controle de todo o membro inferior, sob ação do SNC, que permite ativação de vários músculos entre os segmentos, significando que o movimento de uma articulação afetará as outras dos segmentos adjacentes. Essa coordenação do membro inferior durante a marcha tem sido descrita como Lei da Co-variação Planar (LCP) onde os ângulos de elevação da coxa, perna e pé criariam uma sequência (“*loop laying*”) no plano quando colocados um contra o outro no ciclo da marcha. Isto tem sido descrito em diferentes situações de avaliação da locomoção humana, desde alterações na velocidade da marcha como na idade dos sujeitos.

Com relação à atuação do SNC tanto as estruturas supra-espinais como as medulares lombares atuam na adaptação dos membros inferiores durante a locomoção (HENG; LEON, 2007) através de seus mecanismos de *feedforward*¹ (LAM; ANDERSCHITZ; DIETZ, 2006). Uma série de mecanismos de controle são então necessários ao desenvolvimento da marcha e denominados como centros geradores de padrão (CGP) (BERGER, 1998). Os circuitos medulares mencionados (CGP) sob condições normais integrariam os sinais sensoriais advindos do encéfalo emanando eferências para os membros inferiores e tronco através de sinais rítmicos associados à locomoção (GUERTIN, 2009; VOGELSTEIN *et al.*, 2006).

Existem evidências de que, mesmo na ausência dos comandos superiores esses sinais rítmicos ainda seriam produzidos pelos CGP (MOLINARI, 2009; VOGELSTEIN *et al.*, 2006). Isso foi confirmado nos estudos de Hodapp *et al.* (2007) ao verificar que dos 6-13 anos ocorreria um aumento progressivo da inibição tônica do reflexo H principalmente na fase de apoio durante o desenvolvimento típico da marcha, devido à maturação do trato cortico-espinal. As estruturas supra-espinais estariam envolvidas na depressão do reflexo tônico relacionado à idade, mas não à ritmicidade. Assim mesmo em caso de lesão bilateral (como na diparesia/diplegia) a ritmicidade da modulação do reflexo H no músculo sóleo na marcha está presente já em crianças aos 6 anos semelhantes às crianças com desenvolvimento típico, sendo que para as crianças com lesão a inibição tônica que ocorreria com a idade não acontece e elas exibem padrões inadequados e imaturos de movimento.

A natureza das variáveis de controle assim como a limitação planar observadas caracterizariam a LCP em humanos. Essa co-variação planar funcionaria

¹ *Feedforward* seria o mecanismo de antecipação, requer experiência (LAM; ANDERSCHITZ; DIETZ, 2006).

como um atrator² tanto na fase de apoio como de balanço, durante e marcha, e emergiria de um acoplamento de osciladores neurais e de osciladores mecânicos do membro, um com o outro (HICHEUR; TEREKHOV; BERTHOZ, 2006).

Tem, portanto, sido postulado que a LCP seria usada como um sistema de controle locomotor visando reduzir os graus de liberdade de movimento dos membros inferiores, simplificando o controle do membro (NOBLE; PRENTICE, 2008). Os graus de liberdade correspondem ao número de coordenadas independentes que podem descrever a localização e orientação do objeto no espaço (KAUFMAN; SUTHERLAND, 2006). Hicheur, Terekhov e Berthoz (2006) estudaram a marcha em diferentes situações de adultos hígidos visando testar a hipótese que a LCP refletiria um “limitador” central facilitando a coordenação intersegmentar durante a locomoção humana (ou seja, visando explicar de que maneira a coordenação intersegmentar dos membros inferiores é gerada e controlada). Esses autores encontraram forte correlação dos ângulos de elevação do segmento perna com o pé, já o segmento coxa agiria de forma independente. Concluíram, portanto que a co-variação planar dos ângulos de elevação não refletiria uma limitação central como previamente sugerido.

Apesar das variáveis e da complexidade da marcha, existem padrões funcionais comuns que se combinam num único padrão tridimensional (PERRY, 2005a) e aos sete anos o padrão de marcha já é definitivamente estabilizado no padrão adulto com relação a suas características cinemáticas; somente o tamanho da passada continua a aumentar conforme aumento da estatura (CINTAS, 2001). A velocidade aumenta até os 25 anos com tendência a se manter na fase adulta e a cadência tende a diminuir na fase adulta (KAUFMAN; SUTHERLAND, 2006).

Para que seja possível a análise da marcha em seus diferentes aspectos torna-se imprescindível a segmentação temporal do movimento, para que a identificação dos eventos relacionados a cada etapa do ciclo da marcha seja facilitada (ANDRADE, 2002).

Tecnicamente as divisões básicas do ciclo da marcha são apoio (60% do ciclo de marcha) e balanço (40% do ciclo de marcha), mas os intervalos funcionais são conhecidos como fases, com terminologia definida pelo *Rancho Los Amigos*

² Preferência do sistema para determinados estados, resultando da ação cooperativa dos subsistemas em relação a um determinado contexto e função, permitindo uma auto-organização, ou seja, estabilidade para persistir e/ou flexibilidade para ajustar-se às condições externas (GONÇALVES, 1997, p.45).

(PERRY, 2005a). A análise do padrão de marcha por meio de fases identifica mais diretamente a importância funcional além de permitir uma correlação das ações simultâneas das articulações no contexto dos padrões da função total do membro (PERRY, 2005a). Na figura 3 segue esquematização da marcha e dos seus diferentes ciclos.

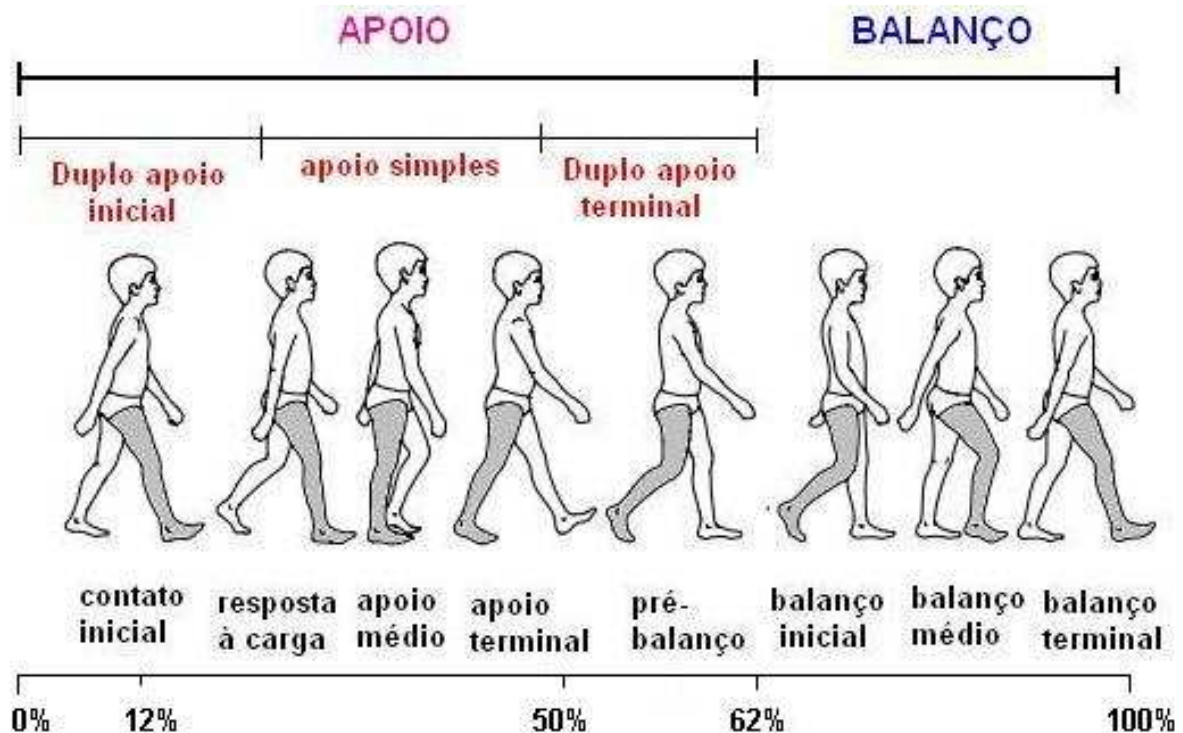


FIGURA 1- Fases do ciclo de marcha

Fonte: Adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (1999, p.09) e Kaufman e Sutherland (2006, p.40).

Cada uma das oito fases da marcha observadas na Figura 1 tem um objetivo funcional e um padrão crítico de movimento seletivo e sinérgico para que seja realizada (PERRY, 2005a). Um ciclo de marcha é definido como uma passada e compreende o momento em que há o primeiro contato do pé com o solo (contato inicial) até o novo contato desse mesmo pé com o solo (PERRY, 2005b; ANDRADE, 2002).

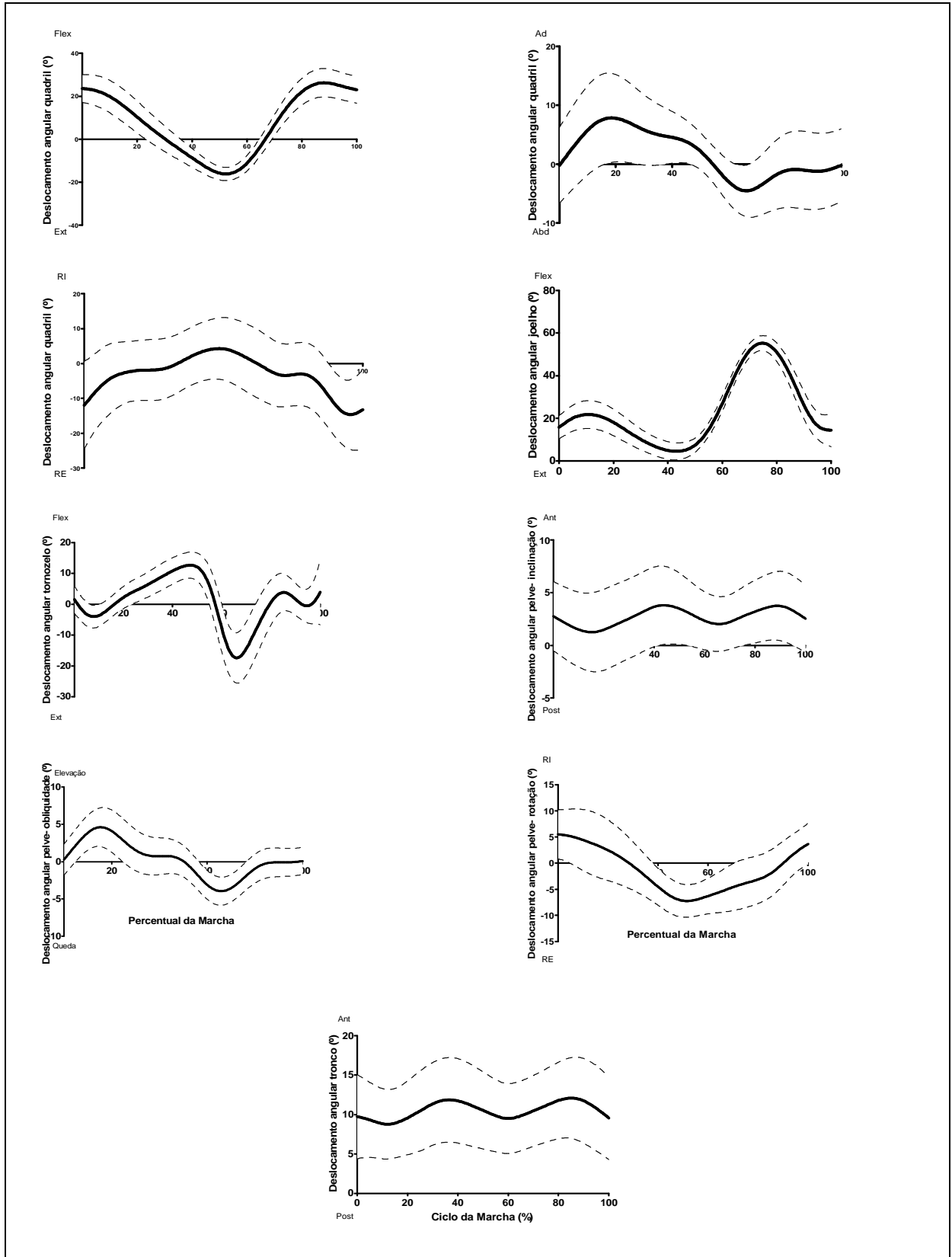


FIGURA 2– Ângulos de movimento (média \pm desvio padrão) na marcha típica no plano horizontal.

Fonte: a autora.

Durante um ciclo de marcha são descritos, através da análise cinemática, os

movimentos articulares de membros inferiores e tronco (FIGURA 2). No contato inicial o quadril está em flexão, enquanto o joelho apresenta-se estendido e o tornozelo próximo da posição neutra. No apoio inicial o quadril inicia o movimento de extensão, o joelho primeiro flexiona para em seguida estender e o tornozelo ganha amplitude de dorsiflexão à medida que o centro de gravidade passa pelo pé. Na fase de pré-balanço o quadril encontra-se em extensão, o joelho inicia movimento de flexão e ocorre plantiflexão do tornozelo. Durante o período de balanço ocorre flexão de quadril, joelho e tornozelo para liberar o pé do chão (GAMBLE; ROSE, 2006).

Quando não há mobilidade passiva dos tecidos suficiente para que sejam atingidas posturas e amplitudes de movimentos requeridas na marcha normal, constitui-se uma situação chamada de deformidade funcional (PERRY, 2005b). Os pacientes com lesão central neurológica desenvolvem déficits funcionais em várias proporções e diferentes extensões, inclusive na marcha. Na espasticidade há uma grande reação ao alongamento e o controle seletivo do movimento é afetado surgindo padrões primitivos locomotores (PERRY, 2005b).

A falta de controle seletivo impede que o paciente controle a duração e a intensidade da ação muscular e os padrões primitivos (em massa) emergentes tornam-se uma fonte alternativa de controle voluntário (FOWLER; GOLDBERG, 2009; PERRY, 2005b) devido à falta de inibição tônica pelos níveis supra-espinhais (HODAPP *et al.*, 2007).

A iniciação para uma atividade dinâmica como a marcha para a criança com ECNPI representa um ganho funcional difícil em termos de controle motor, considerando que essas crianças geralmente já apresentam dificuldade de equilíbrio em situações estáticas (STACKHOUSE *et al.*, 2007).

As características cinemáticas são úteis na determinação de padrões de marcha, com objetivo de conhecer e caracterizar os deslocamentos angulares e assim permitir classificar as alterações, de padronizar abordagens e comunicação entre profissionais para o estabelecimento de metas de reabilitação (ARAÚJO, 2007).

Como a marcha é um evento com grande versatilidade funcional, permite que o sujeito acomode os membros inferiores às demandas ambientais (como degraus, mudanças de superfície e obstáculos) no caminho da progressão (PERRY, 2005b). A eficiência nos movimentos dessa tarefa dependerá da liberdade de movimentos articulares e da ativação muscular seletiva, em duração e intensidade. Na existência de uma doença ou lesão a falta de mobilidade e eficiência muscular

geram reações compensatórias em segmentos adjacentes e a marcha se torna uma mistura de padrões normais e anormais de movimento (PERRY, 2005b) que podem ou não trazer prejuízos funcionalmente importantes (KERRIGAN; SCHAUFLELE; WEN, 2002).

Mesmo sendo conhecidas as alterações neuromotoras de crianças com ECNPI, o desempenho funcional das mesmas, numa perspectiva contextual (BRASILEIRO; MOREIRA, 2008) sofre influências e/ou restrições tanto intrínsecas como das demandas específicas das tarefas que realizam, e das próprias características do ambiente no qual a criança realiza suas funções (BRASILEIRO *et al.*, 2009, BRASILEIRO; MOREIRA, 2008).

3.1.1 Marcha em Plano Inclinado

Com o objetivo de facilitar o desempenho funcional da marcha de sujeitos com necessidades físicas e pensando-se em acessibilidade, segundo legislação brasileira, as normas da ABNT (NBR 9050/2004) preconizam a utilização de rampas (plano inclinado). Essas normas preconizam que as rampas devem ter inclinação de acordo com os seguintes limites estabelecidos: inclinação entre 6,25% e 8,33% com áreas de descanso nos patamares a cada 50 m de percurso. Em situações excepcionais, quando essas dimensões não são possíveis, ainda é permitido utilizar inclinações até 12,5%

É descrito que tanto mudanças nas dimensões do corpo (ADOLPH; AVOLIO, 2000) como alterações no terreno afetam a cinemática e a magnitude das forças que agem sobre o corpo (NOBLE; PRENTICE, 2008; McINTOSH *et al.*, 2006; PRENTICE *et al.*, 2004; LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002; ADOLPH; AVOLIO, 2000). Em suas pesquisas Prentice *et al.* (2004) estudaram a marcha de adultos jovens e saudáveis e Noble e Prentice (2008) compararam a marcha de idosos e jovens sendo que ambos os estudos utilizaram inclinação de 3°, 6°, 9° e 12°, McIntosh *et al.* (2006) usaram inclinação de 0°, 5°, 8° e 10° e caracterizaram a marcha de adultos jovens. Leroux, Fung e Barbeau (2002) avaliaram a postura e a marcha de adultos jovens em rampa rolante com angulações de 0°, 5° e 10°. Prentice *et al.* (2004) relatam que apesar da legislação sugerir inclinação de no máximo 9°, no ambiente natural nem

sempre isso é seguido ou possível. Relatam também que algumas respostas ou adaptações locomotoras dependem do grau de inclinação, enquanto outras não.

Durante a marcha é necessário um controle de todo o membro inferior, sob ação do sistema nervoso central, que permite ativação de vários músculos entre os segmentos, significando que o movimento de uma articulação afetará as outras dos segmentos adjacentes (NOBLE; PRENTICE, 2008). Em plano inclinado as maiores adaptações locomotoras ocorrem na fase de balanço, com poucas mudanças na fase de apoio (PRENTICE *et al.*, 2004).

Na subida ocorrem dois eventos principais: primeiramente identificar a mudança no plano e ajustar o membro inferior à alteração da inclinação da superfície através da maior elevação membro inferior na fase de balanço; segundo, assumir uma correta posição do membro inferior ao solo para que não sejam recrutadas maiores modificações na marcha até o final da fase de balanço (PRENTICE *et al.*, 2004). O aumento na flexão das articulações dos membros inferiores (McINTOSH *et al.*; 2006; PRENTICE *et al.*, 2004) é possível pela diminuição da inclinação pélvica (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002) e pela maior geração de força (McINTOSH *et al.*; 2006). Para Prentice *et al.* (2004) o aumento do movimento do tornozelo é explicado pela própria necessidade de adaptação à inclinação da rampa enquanto para Adolph e Avolio (2000) o movimento do tornozelo seria restringido pela rampa. Ocorre diminuição da cadência e em inclinações superiores a 9° é observada diminuição da velocidade (PRENTICE *et al.*, 2004).

Na descida o equilíbrio é precário porque o corpo, na tentativa de evitar quedas, ficaria rígido como compensação da diminuição da base de suporte e pela limitação do movimento do tornozelo (ADOLPH; AVOLIO, 2000). Pouca variação de movimento de pelve e tronco é descrita no plano frontal (ADOLPH; AVOLIO, 2000). As principais adaptações ocorreriam pela diminuição da flexão do membro inferior na fase de balanço (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002) e maior flexão de joelho do membro inferior de suporte a qual associada ao efeito da força de gravidade sobre o corpo demandaria maior força dos músculos da panturrilha e tronco muscular para frear o momento gerado (impulso), manter o alinhamento do corpo e restringir o movimento em torno do tornozelo ou do quadril (ADOLPH; AVOLIO, 2000). Como consequência há diminuição do tamanho do passo (PRENTICE *et al.*, 2004), do deslocamento vertical do centro de massa assim como da força de impacto sobre o calcanhar. O total de torque muscular gerado de forma compensatória é limitado; um

centro de massa mais baixo demanda menor torque e permite maior estabilidade ao corpo em inclinações enquanto um centro de massa mais elevado exige maior torque muscular para mover o corpo à mesma distância angular, dificultando a manutenção do equilíbrio (ADOLPH; AVOLIO, 2000). Com relação à velocidade, assim como na subida é evidenciada diminuição em inclinações superiores a 9º (PRENTICE *et al.*, 2004).

Apesar de vários estudos (NOBLE; PRENTICE, 2008; McINTOSH *et al.*, 2006; PRENTICE *et al.*, 2004; LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002; ADOLPH; AVOLIO, 2000; KAWAMURA; TOKUHIRO; TAKECHI, 1991) analisarem a marcha em plano inclinado, nenhum destes descreveu as características cinemáticas em crianças com diparesia espástica. O estudo de marcha para essa população tem se concentrado em classificações do tipo de marcha (RODDA *et al.*, 2004) e principais limitações no plano horizontal (ARNOLD; DELP, 2005).

Como já é conhecido, por exemplo, que indivíduos com desordens neurológicas e/ou ortopédicas acentuam seus movimentos de rotação de pelve e tronco na marcha em plano regular são esperadas compensações motoras ainda mais evidentes no plano inclinado (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002) embora ainda não sejam encontrados estudos que descrevam essas compensações.

3.2 ENCEFALOPATIA CRÔNICA NÃO PROGRESSIVA DA INFÂNCIA (ECNPI) e DIPARESIA ESPÁSTICA

A Encefalopatia Crônica Não-Progressiva da Infância (ECNPI) conhecida também como paralisia cerebral (PC), denota uma série heterogênea de síndromes clínicas caracterizadas por dificuldades motoras que ocorrem devido a alterações neuropatológicas não-progressivas do cérebro em desenvolvimento, ou seja, por eventos ocorridos durante a gestação, parto, período neonatal ou durante os primeiros dois (GIANNI, 2007; BAX *et al.*, 2005; MILLER G., 2002) ou três anos de vida (BAX *et al.*, 2005).

Rotta (2002, p.S48) relata que desde o Simpósio de Oxford, em 1959, a expressão ECNPI foi definida como:

Sequela de uma agressão encefálica, que se caracteriza, primordialmente, por um transtorno persistente, mas não invariável,

do tono, da postura e do movimento, que aparece na primeira infância e que não só é diretamente secundário a esta lesão não evolutiva do encéfalo, senão devido, também, à influência que tal lesão exerce na maturação neurológica.

Ao considerar que a lesão não é progressiva a utilização do termo ECNPI torna-se mais adequado do que o termo PC. Como proposta de unificação dos termos às definições anteriormente citadas, adicionou-se que as desordens motoras da ECNPI ocasionariam limitações em suas atividades funcionais e seriam frequentemente acompanhadas de distúrbios da sensação, cognição, comunicação, percepção e/ou epilepsia (BAX *et al.*, 2005).

A ECNPI é considerada como a causa mais comum de limitações físicas em crianças (STANLEY; BLAIR; ALBERMAN, 2000³ citados por DODD; TAYLOR; GRAHAM, 2003; BECKUNG *et al.* 2007). No entanto, por nem sempre ser possível definir as anormalidades encefálicas (BLAIR; WATSON, 2006) e por não ser patologia de notificação compulsória a ECNPI apresenta-se como de difícil avaliação em termos de incidência, até mesmo nos países do primeiro mundo, e na década de 1950, a incidência apontava em países centrais como a Inglaterra para 1,5 casos por 1.000 nascidos vivos e nos Estados Unidos, entre 1,5 e 5,9 (BRASIL, 2008). Isso ocorre mesmo com o elevado desenvolvimento tecnológico sendo estimado um acréscimo de 20 mil novos casos por ano nos Estados Unidos (GIANNI, 2007). A morbidade aumentou nos países industrializados em função da redução da mortalidade perinatal, decorrente do aumento do índice de sobreviventes prematuros (BRASIL, 2008). Em países periféricos estima-se uma incidência maior com um índice de 7 para cada 1000 nascimentos (ZANINI; CEMIN; PERALLES, 2009). No Brasil, os dados existentes estimam 30.000 a 40.000 novos casos por ano (MANCINI *et al.*, 2002).

Apesar de não serem conhecidos dados estatísticos precisos sobre a incidência de ECNPI no Brasil, os números internacionais demonstram a necessidade de formação e capacitação dos profissionais de Saúde Pública, visando diagnóstico e intervenção precoces (GIANNI, 2007) pois sabe-se que quanto menor o nível sócio-econômico maior é a prevalência de ECNPI (ODDING; ROEBROECK;

³ STANLEY, F.; BLAIR, E.; ALBERMAN, E. **Cerebral Palsies: Epidemiology and causal pathways.** Clinics in Developmental Medicine. n. 151, Londres: Mac Keith Press, 2000.

STAM, 2006).

Hagberg (1989)⁴ citado por Gianni (2007) relata que a etiologia da ECNPI é bastante variável sendo apenas em 48% dos casos conhecida de forma irrevogável. Nos 52% restantes o diagnóstico é baseado nos achados clínicos de encefalopatia crônica e não evolutiva cuja forma causal não pode ser elucidada. A etiologia da ECNPI é classificada de acordo com a fase do desenvolvimento encefálico em que a lesão ocorre, podendo então ocorrer antes (pré-natal), durante (peri-natal) ou após o parto (pós natal) (GIANNI, 2007). Nas crianças nascidas a termo 80% dos casos de ECNPI se devem a fatores pré-natais, enquanto nas crianças prematuras ocorrem tanto fatores pré como pós-natais (JOHNSTON; HOON, 2006).

As infecções intra-uterinas representam o principal fator de risco pré-natal, principalmente em crianças com baixo peso; convulsões, infecções do neonato e asfixia no momento do parto são fatores de risco perinatais (ODDING; ROEBROECK; STAM, 2006); infecções, acidente cerebrovascular, traumas e asfixia são os principais fatores pós-natais (BLAIR; WATSON, 2006).

Como a etiologia e os mecanismos patológicos são bastante variáveis a ECNPI pode ser considerada como uma descrição e não como diagnóstico (BLAIR; WATSON, 2006).

Embora a lesão seja não-progressiva, os sinais clínicos da ECNPI se modificam (ROSE *et al.*, 2010) e os sintomas aparecem à medida que o SNC amadurece (BADELL-RIBERA, 1985; MILLER G., 2002) em relação ao aprendizado e influência do meio (MASCARENHAS, 2008; MANCINI *et al.*, 2004) com repercussão sobre as atividades funcionais (ROSE *et al.*, 2010). Isso porque o desenvolvimento é um processo não estacionário, dinamicamente sendo alterado e afetado pelo espaço que o cerca e pelos diferentes subsistemas que compõem o organismo do indivíduo, mesmo na ocorrência de lesão (MANCINI *et al.*, 2004; NEWELL; LIU; MAYER-KRESS, 2003; GONÇALVES; GONÇALVES; PEROTTI JÚNIOR, 1995).

“O repertório motor da criança com Paralisia Cerebral é o resultado da combinação de vários fatores: da maturação do SNC, da interferência do meio, do aprendizado, da estimulação e das alterações decorrentes da lesão cerebral, formando uma combinação

⁴ HAGBERG, B. Nosology and Classification of Cerebral Palsy. **Giornale di Neuropsichiatria del età evolutiva**, v.4, p.12-17, 1989.

atípica, mas que representa uma tentativa “organizada” do indivíduo de ser funcional usando das possibilidades que possui (OZU; GALVÃO, 2007, p.33)”.

As classificações da ECNPI consideram fatores como tipo (relacionado ao tônus), severidade dos comprometimentos motores e distribuição topográfica associados ou não a outras disfunções não-motoras. Todas essas formas de classificação variam bastante e se combinam fazendo com que a descrição de uma criança com ECNPI possa ser única (BLAIR; WATSON, 2006). No presente estudo serão avaliadas crianças com diparesia espástica e a descrição desses termos segue abaixo.

Com relação às alterações de tônus ou anormalidades de movimento pode-se classificar a criança como espástica, distônica, coreoatetósica, atáxica ou mista (BAX *et al.*, 2005). As crianças espásticas representam 75% dos casos de ECNPI, apresentam aumento do tônus (CHAGAS *et al.*, 2008) o qual clinicamente é evidenciado por uma resistência aos movimentos passivos de rápida velocidade (REBEL *et al.*, 2010).

A ECNPI com base no tipo de comprometimento motor é classificada em plegia quando ocorre perda grave ou completa da força muscular e da motricidade devido à doença do sistema motor desde o nível do córtex cerebral até a fibra muscular e também pode ocasionalmente se referir à perda da função sensorial; e paresia quando há grau leve a moderado de fraqueza muscular e de diminuição da motricidade (DeCS, 1987).

Conforme classificação por distribuição topográfica a forma diparética/diplégica⁵ caracteriza comprometimento predominante dos membros inferiores (TANG-WAI; WEBSTER; SHEVELL, 2006) corresponderia a 35% dos casos de ECNPI (GIANNI, 2007) e representa o principal tipo encefalopatia nos prematuros (JOHNSTON; HOON, 2006; YOKOCHI, 2001). Estudos mais recentes estimam uma prevalência de 18% (SHEVELL; MAJNEMER; MORIN, 2003) a 21% de casos de diparesia espástica entre os tipos de ECNPI (SHEVELL; DAGENAIS;

⁵ Embora muitos artigos utilizem o termo diplegia de forma genérica para todos os casos de crianças com ECNPI com comprometimento dos membros inferiores o termo diparesia refere-se à diminuição de leve a moderada na motricidade enquanto diplegia estaria associada à diminuição severa ou total dos movimentos dos membros inferiores. No presente estudo esta definição será adotada já que foram avaliadas crianças com marcha independente e, portanto com diparesia (ISRAEL; BERTOLDI, 2010; DeCS, 1987)

HALL, 2009).

Aproximadamente 5 a 15% dos lactentes de baixo peso que sobrevivem desenvolvem algum tipo de manifestação da ECNPI. Em muitos desses casos o quadro disfuncional está relacionado à leucomalácia periventricular (LPV) e ocorre principalmente (não exclusivamente) pelo nascimento prematuro (TANG-WAI; WEBSTER; SHEVELL, 2006). Dentre 66 a 100% das crianças com seqüela de LPV estão destinadas a sofrer de ECNPI (MURATA *et al.*, 2005). Rotta (2002) relata que estudos recentes sugerem que a LPV ocorreria por uma associação entre fatores pré e perinatais.

Devido à posição medial das fibras nervosas relacionadas à motricidade (LAMÔNICA; FERRAZ, 2007) essas são mais suscetíveis em caso de infarto isquêmico (JOHNSTON; HOON, 2006) e por isso o que caracteriza a LPV é o comprometimento predominante dos membros inferiores (LAMÔNICA; FERRAZ, 2007; TANG-WAI; WEBSTER; SHEVELL, 2006).

A LPV necrosa a substância branca dorsolateral aos ângulos externos dos ventrículos laterais e compromete a área do trígono e a substância branca próxima ao forame de Monro. Quanto mais acentuada a redução da substância branca maior a gravidade da deficiência motora, assim como a maior a dilatação ventricular, o grau e a extensão da redução da substância branca e diminuição do corpo caloso estão associadas ao quociente intelectual (QI) total (excetuando-se QI verbal) e de desempenho. Um dos mecanismos que ocasiona a leucomalácia, que pode ser hemorrágica, é o infarto isquêmico nas áreas de menor fluxo (MILLER G., 2002).

Na análise por imagens de ressonância eletromagnética de crianças diparéticas/diplégicas nascidas pré-termo, foram detectados déficits das mesmas na função viso-perceptual (BURTON *et al.*, 2009; FEDRIZZI *et al.*, 1996) devido a área da lesão comprometer as fibras de associação das funções visuais, auditivas e somestésicas o que poderia explicar as dificuldades de aprendizagem vivenciadas por essas crianças na idade escolar (LAMÔNICA; FERRAZ, 2007) já que um desempenho motor e emocional satisfatório no meio ambiente está relacionado à Integração Sensorial na qual os sistemas proprioceptivo, tátil e visual constituem parte integrante e precisam estar interligados (BRASILEIRO; MOREIRA, 2008). A explicação fisiopatológica para esses autores iria além do comprometimento da substância branca da área do trígono e envolveria também difusas lesões na substância branca com prejuízo da organização neuronal cortical, mielinização e

crescimento cerebral, que impossibilitariam a integração da informação visual com a manipulativa durante o desenvolvimento além de promover déficits intelectuais (FEDRIZZI *et al.*; 1996) tanto pela questão da área de lesão como pela restrição de movimentação que essas crianças apresentam (LAMÔNICA; FERRAZ, 2007).

Com relação à atividade cortical das áreas somatossensoriais foi observada diminuição nas conexões corticais parietal e frontal para processamento e integração da informação sensorial, ou seja, deficiência de envio de informações somatossensoriais (FIGURA 3) pelo córtex parietal para as áreas motoras do córtex frontal o que poderia justificar o déficit de controle motor evidenciado nessas crianças (WINGERT *et al.*, 2010). Hoon *et al.* (2009) e Burton *et al.* (2009) defendem que crianças prematuras com lesões na região periventricular teriam maior acometimento da radiação posterior do tálamo do que nas vias descendentes cortico-espinhais e consequentemente comprometimentos sensoriais (toque e propriocepção) que dificultariam ainda mais as funções motoras devido a relação e dependência do córtex motor pelo córtex somatossensorial. Como consequência das alterações motoras e perceptuais, a criança pode ser privada de experiências interferindo de maneira negativa também no repertório linguístico (LAMÔNICA; FERRAZ, 2007).

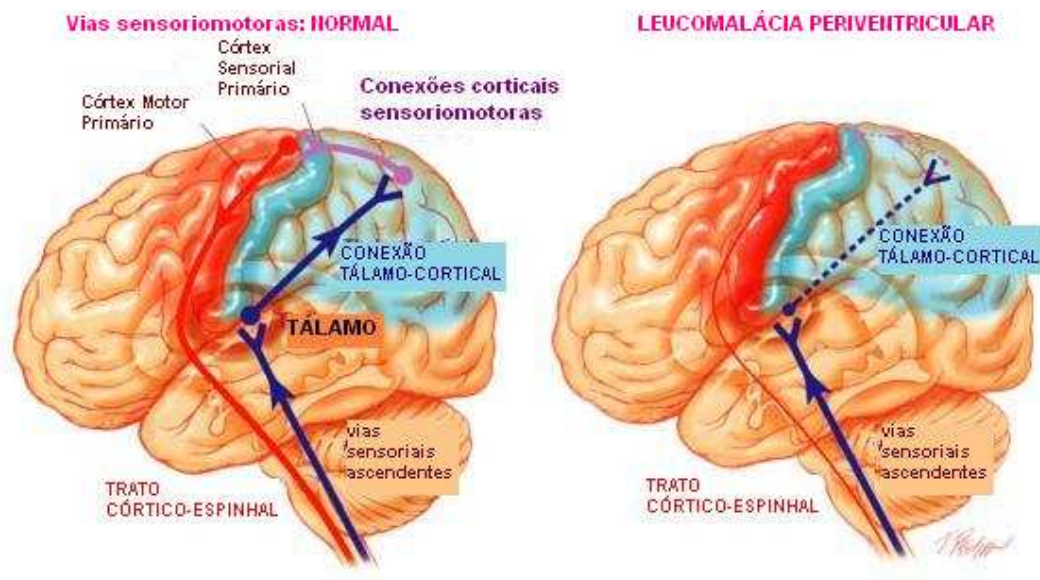


FIGURA 3- Vias sensoriomotoras normais e em caso de Leucomalácia Periventricular

Fonte: Adaptado de Hoon *et al.* (2009, p.702).

A LPV é geralmente bilateral, embora frequentemente assimétrica (MILLER S., 2002). As crianças assimétricas apresentam deficiências mais graves (MILLER G, 2002). Badell-Ribera (1985) relata que as anormalidades neuromotoras são mais comparáveis e uniformes para a maioria das crianças com esse tipo de ECNPI justamente porque são relacionadas ao fator de risco comum que é a prematuridade.

Em 1987, Bleck reviu 423 pacientes com ECNPI, sendo 66% do tipo diplegia espástica. Dentre estes 79% caminhavam independentemente, 19% com dispositivo auxiliar e 2% não andavam (ACEVEDO, 2002). Numa coorte de ECNPI realizada recentemente por Shevell, Dagenais e Hall (2009) 35% das crianças apresentaram quadriplegia espástica, 31% hemiplegia espástica, 21% diplegia espástica, 7% ECNPI do tipo discinética, 4% atáxica e 2% eles classificaram como "outro". Das crianças com ECNPI de modo geral, funcionalmente 66% podem deambular sozinhas ou com algum tipo de recurso auxiliar. Quando analisadas as crianças com diparesia espástica funcionalmente 98% podem deambular (sozinhas ou com algum tipo de recurso auxiliar). O ganho dessa função de forma independente, sem recurso foi observado em 59% das crianças diparéticas dessa coorte.

Devido à alteração de tônus dessas crianças ocorrer principalmente em membros inferiores, embora os membros superiores também possam estar afetados (JU; YOU; CHERNG, 2010) a marcha é uma função adquirida mais tarde, geralmente entre 1 a 5 anos de idade (YOKOCHI, 2001) devido à falta do controle motor⁶ (RUSSMAN; ROMNESS, 2002) e apresenta um padrão semelhante ao observado em neonatos com desenvolvimento típico, com movimentos fortemente ligados de quadril, joelho e tornozelo permitindo pouca responsividade ambiental, com contrações abundantes, representando então a manutenção de uma forma primitiva de movimento por uma interrupção ou parada no desenvolvimento (CINTAS, 2001). As crianças que adquirem a marcha mais tarde são geralmente as que apresentam regressão dessa função na adolescência (BADELL-RIBERA, 1985) porque apesar da lesão que ocasiona a diparesia espástica não ser evolutiva, as condições ortopédicas se alteram ao longo do tempo e as limitações funcionais repercutem tanto sobre a mobilidade independente (ROSE *et al.*, 2010) como sobre as demais áreas do desenvolvimento que estão relacionadas a mudanças de comportamento

⁶ Gonçalves, Gonçalves e Perotti Júnior (1995) definem controle motor como o processo pelo qual valores são atribuídos à função, ou seja, o ajuste do movimento, sendo distinto de coordenação. Coordenação seria a função que restringe as variáveis do movimento, sendo responsável pela forma do movimento.

decorrentes das experiências e exploração do meio (KERMOIAN *et al.*, 2006).

Como forma de facilitar o ganho dessa habilidade funcional além da fisioterapia (GÜNEL, 2009; NOVACHECK; GAGE, 2007) existem alguns recursos terapêuticos adicionais ao uso de órteses (CURY *et al.*, 2006) como utilização de estimulação elétrica funcional, bloqueios neurolíticos como uso de fenol e toxina botulínica⁷ (RODDA; GRAHAM, 2001) e até mesmo cirurgias (SARAPH *et al.*, 2005). Com relação ao uso do fenol encontra-se uma variação de efeito que vai de um mês até 36 meses, conforme dosagem aplicada (GIANNI, 2007). A toxina botulínica também apresenta efeito reversível, sendo esperada uma resposta clínica após 48 a 72 horas de aplicação que progressivamente atinge seu pico em cerca de 15 dias, mantendo-se por um período de 4 a 6 meses (CAMARGOS *et al.*, 2007; GIANNI, 2007). Após aplicação de toxina botulínica não apenas a articulação diretamente envolvida apresenta ganhos na análise de marcha, mas todo o membro inferior (CIMOLIN *et al.*, 2009). Considerando os efeitos e reversibilidade dos procedimentos os estudos realizados sobre equilíbrio e análise de marcha em crianças com ECNPI utilizam como critério de inclusão tempo superior a 6 meses da aplicação de toxina botulínica (HSUE; MILLER; SU, 2009a; EEK; BECKUNG, 2008; McDOWELL *et al.*, 2008) e de 1 ano com relação às cirurgias (EEK; BECKUNG, 2008; McDOWELL *et al.*, 2008).

3.2.1 Marcha do Diparético

As crianças com diparesia espástica apresentam dificuldades no seu equilíbrio estático e dinâmico (marcha) (STACKHOUSE *et al.*, 2007) e a falta de estabilidade representa um dos problemas principais para realização de tarefas manipulativas (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2005) e para realização das fases de estabilidade e progressão durante a locomoção (HSUE; MILLER; SU, 2009b; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2005).

Hsue, Miller e Su (2009a) ao avaliarem o equilíbrio e a marcha de crianças

⁷ Entre março de 1996 e outubro de 2000 é relatado que 14,3% das crianças com ECNPI que realizaram aplicação de toxina botulínica na AACD adquiriram marcha independente 6 meses após bloqueio, e apesar de não ser possível estabelecer uma relação direta de causa e efeito acredita-se que pode ter auxiliado no processo de reabilitação durante esse período (MOURA; CAMPOS E SILVA, 2007, p.24-25).

hemiparéticas, diparéticas e crianças controle (com desenvolvimento típico) encontraram que o grupo diparético foi o que apresentou menos controle do movimento durante a marcha e na análise do equilíbrio, sugerindo correlação da análise dos componentes de centro de massa e de pressão (pela plataforma de força) como forma de detectar alterações no equilíbrio dinâmico.

Os padrões de marcha exibidos pelas crianças com diparesia espástica refletem anormalidades primárias, secundárias e terciárias. As primárias consistem em alterações permanentes devido à lesão no SNC e são relacionadas ao aumento do tônus, à falta de controle seletivo e déficit de equilíbrio; as secundárias ocorreriam pelas alterações biomecânicas (foco das intervenções) devido anormalidades entre crescimento ósseo e muscular; e as terciárias consistem nas compensações provenientes das anormalidades secundárias (GAGE, 2004⁸ citado por FRANCO, 2009; NOVACHEK; GAGE, 2007).

Através de análises cinemáticas vários estudos evidenciam que as alterações motoras das crianças diparéticas espásticas não são uniformes existindo vários padrões locomotores (GOUGH, SHORTLAND, 2006; YOKOCHI, 2001) e de habilidade motora grosseira (YOKOCHI, 2001). Geralmente apresentam um padrão denominado “marcha agachada” do diplégico que consiste em deambulação com flexão excessiva dos joelhos durante a fase de apoio (CARRIERO *et al.*, 2009; KERRIGAN; SCHAUFLELE; WEN, 2002;) com excessiva flexão de quadril com rotação interna (HICKS *et al.*, 2008). “*Crouch gait*” ou “marcha agachada” também é definida como um padrão mantido de flexão de joelho superior a 30° durante a fase de apoio na marcha (SUTHERLAND; COOPER, 1978⁹ citado por STEINWENDER *et al.*, 2001). Padrões de rotação interna, adução de quadril, uma inclinação pélvica anterior, bem como equino e abdução de antepé geralmente estão associados (geralmente o antepé é que faz o contato inicial). A fase de pré-balanço é mínima ou ausente devido à incapacidade de estender o quadril e o joelho. A fase de balanço mostra uma flexão de quadril e joelho excessiva e por isso a retirada dos pés do solo é frequentemente maior que o normal (CARRIERO *et al.*, 2009; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; KERRIGAN; SCHAUFLELE; WEN, 2002).

⁸ GAGE, J. R. **The treatment of gait problems in Cerebral Palsy**. London: Mac Keith, 2004.

⁹ SUTHERLAND, D. H.; COOPER, L. The pathomechanics of progressive crouch gait in spastic diplegia. **Orthop Clin North Am.** v.9, n.1, p.43-54, 1978.

Dinamicamente a espasticidade dos músculos posteriores da coxa eram considerados como causa principal da excessiva flexão de joelhos durante a fase de apoio, porém a experiência clínica sugere que os músculos flexores de quadril retesados dinamicamente, fraqueza dos flexores plantares e contratura do tendão de Aquiles também podem ser causadores do padrão atípico de marcha (KERRIGAN; SCHAUFLELE; WEN, 2002).

A diminuição da força de extensores de quadril, joelho e plantiflexores poderia ser responsável pelo padrão de marcha agachada e o glúteo máximo fortalecido poderia auxiliar tanto na extensão de quadril como de joelho (ARNOLD *et al.*, 2005).

Apesar da sobrecarga que os músculos espásticos demandam ao sistema osteoarticular não foi encontrada correlação da anteversão femoral com a marcha em padrão de agachamento de crianças com diparesia espástica, e a rotação interna do quadril foi relacionada à torção tibial (CARRIERO *et al.*, 2009), à excessiva flexão de quadril que aumentaria o momento de rotação interna de glúteo médio e mínimo (ARNOLD; DELP, 2005) e não à hiperativação de isquiotibiais e adutores que foi a hipótese inicial (ARNOLD; ASAKAWA; DELP, 2000).

Como a postura em agachamento altera a posição dos segmentos do corpo diminui a capacidade de extensão do joelho e do quadril e maiores demandas de força são necessárias para manter a postura e realizar os movimentos contra a gravidade. Assim glúteo máximo, glúteo médio fibras posteriores, vasto e sóleo que seriam os responsáveis por estender a articulação do quadril e joelho apresentam força e conseqüente aceleração angular¹⁰ em extensão diminuídas por conseqüência da postura flexora “em agachamento” (STEELE *et al.*, 2010; HICKS *et al.*, 2008).

A adução aparente “pseudo adução” que ocasiona a “marcha em tesoura” de crianças com diparesia espástica com ou sem padrão em marcha agachada é explicada pelo aumento da flexão do joelho correlacionado com o aumento da rotação interna do quadril (STEINWENDER *et al.*, 2001) contrapondo-se à afirmação de Perry (2005b) que seria decorrente da ação do adutor longo.

Com relação às compensações apesar de se supor que ocorreria maior

¹⁰ Para Hicks *et al.* (2008) a aceleração angular nesse caso representa a capacidade do músculo mover cada articulação do quadril e joelho por unidade de força, por cada posição no apoio simples.

elevação do quadril nas crianças com diparesia, avaliadas por Steinwender *et al.* (2001), o grupo com padrão de marcha agachada foi o que apresentou menor obliquidade pélvica em relação ao grupo de crianças com diparesia sem padrão de marcha agachada e grupo de crianças com desenvolvimento típico. Em nenhum dos grupos o aumento da obliquidade pélvica foi utilizado como forma de facilitar o avanço do membro que se encontra na fase de balanço. Esses autores justificam que esse achado pelo fato das crianças com diparesia apresentarem função semelhante entre os membros inferiores assim como as crianças com desenvolvimento típico e o aumento de obliquidade pélvica seria então utilizado como compensação para pessoas com assimetria (discrepância) no comprimento dos membros ou discrepância funcional, como no caso dos hemiplégicos.

Quando analisada a inclinação anterior pelve em crianças com marcha “em agachamento” observou-se que aumenta a inclinação conforme o padrão de marcha é mais grave, e seria uma compensação decorrente da diminuição da capacidade de extensão dessas crianças (HICKS *et al.*, 2008).

Dentre as crianças com diparesia espástica há aquelas com padrão de marcha diferenciada da “marcha em agachamento” e várias são as classificações dos padrões de marcha dos diplégicos (DOBSON *et al.*, 2007; RODDA; GRAHAM, 2001; LIN *et al.*, 2000; SUTHERLAND; DAVIS, 1993) As diferenças entre as classificações são apontadas como decorrentes dos déficits de descrição metodológica e diferença entre as amostras (DOBSON *et al.*, 2007).

Rodda e Graham (2001) apresentaram, inicialmente uma classificação de 4 padrões de marcha baseados em Sutherland e Davids (1993), mas com algumas diferenças, sendo estas: o plano sagital é considerado como um todo (pelve, quadril, joelho e tornozelo); o padrão em joelho rígido pode estar presente como parte de algum outro padrão do plano sagital, não sendo visto separadamente; a classificação inicia com equino (dominância da musculatura de panturrilha) e termina com padrão agachado (dominância de ativação dos flexores de quadril e joelho); a classificação tem seguimento conforme alterações observadas com a idade e intervenção. Posteriormente Rodda *et al.* (2004) adicionaram um grupo a essa classificação denominado de grupo com padrão de Marcha Assimétrica.

A Figura 4 ilustra esses 5 padrões de marcha do diparético/diplégico definidos por Rodda e Graham (2001) e Rodda *et al.* (2004).

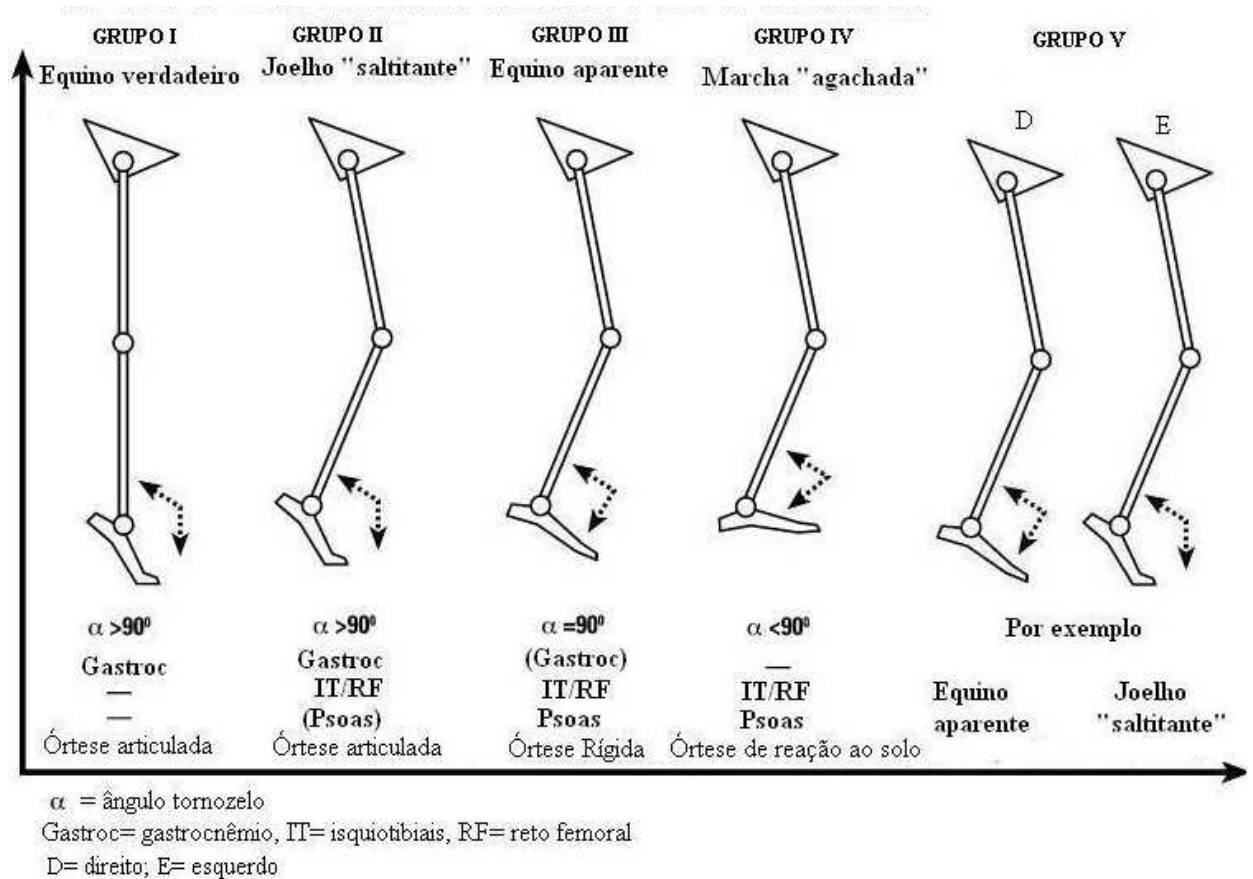


FIGURA 4- Padrões comuns na marcha na diparesia espástica.

Fonte: Adaptado de Rodda e Graham (2001, p.100) e Rodda *et al.* (2004, p.252).

1) Equino verdadeiro

Acontece quando a criança com diplegia começa a deambular com espasticidade de plantiflexores, levando ao padrão de flexão plantar com quadril e joelhos estendidos durante toda a fase de apoio. Esse padrão em equino pode ser "mascarado" pelo desenvolvimento do padrão em *recurvatum* do joelho (essa situação é considerada como equino verdadeiro) (RODDA *et al.*, 2004; RODDA; GRAHAM, 2001) o qual seria consequência da ação excessiva de quadríceps e sóleo (PERRY, 2005b) e levaria a variação do movimento do joelho na fase de balanço (SUTHERLAND; DAVIDS, 1993).

2) Marcha “saltitante” ou “joelho saltitante”¹¹

É um tipo de marcha comum nos diplégicos devido ao comprometimento mais proximal, com espasticidade dos flexores dos joelhos (isquiotibiais) o que promove flexão maior ou igual a 30° na fase de apoio, através do duplo apoio inicial, com correção do joelho a uma extensão próxima do normal no apoio médio e final (extensão de 20°) (SUTHERLAND; DAVIDS, 1993); flexão de quadril, “aparente equino” por flexão de quadril e joelho e plantiflexão de tornozelo e pés (RODDA *et al.*, 2004; RODDA; GRAHAM, 2001), inclinação pélvica anterior e um aumento da lordose. Frequentemente o joelho é rígido pela hiperatividade do reto femoral na fase de balanço, com pico de flexão do joelho menor que 45° (SUTHERLAND; DAVIDS, 1993) e por isso joelho “saltitante” e o joelho rígido são padrões que coexistem (RODDA; GRAHAM, 2001).

3) Equino aparente (com ou sem joelho rígido)

Como com o desenvolvimento as crianças ganham idade e massa corporal, ocorrem mudanças dos músculos da panturrilha, o padrão em equino pode gradualmente diminuir e a flexão de quadril e joelho aumentar. Há então um estágio de “aparente equino” que pode ser erroneamente analisada com um equino real. Porém uma análise cinemática do plano sagital mostrará um tornozelo com amplitude de movimento normal, mas com excessiva flexão de quadril e joelho na fase de apoio da marcha (RODDA; GRAHAM, 2001) e a pelve está em posição neutra ou anteriorizada (RODDA *et al.*, 2004).

4) Marcha agachada

É definida como um padrão com excessiva dorsiflexão de tornozelo (calcâneo) em combinação com excessiva flexão de joelho e quadril. Esse padrão é comum nos casos de diplegia severa. A causa do padrão “agachado” geralmente decorre do alongamento excessivo do tendão de aquiles sem a adequada diminuição hiperatividade/alongamento da espasticidade/contratura dos flexores de joelho e quadril. O resultado é um aumento da espasticidade desses músculos flexores com aumento do gasto de energia na marcha seguido por dores na região anterior do joelho e patologias patelares na adolescência (RODDA; GRAHAM, 2001). A pelve encontra-se em posição natural ou posteriorizada (RODDA *et al.*, 2004).

5) Marcha Assimétrica

¹¹ “Joelho saltitante” será o termo adotado como tradução para o português de *Jump knee*. A adoção em padrão joelho saltitante pode ser encontrada em MELANDA *et al.* (2007, p.636).

As crianças são assim classificadas por apresentarem padrões de movimentos distintos entre os membros inferiores.

Embora o padrão assimétrico possa ser encontrado em crianças com diparesia espástica na maioria as anormalidades evidenciadas são uniformes (BADELL-RIBERA, 1985; MILLER G., 2002), a espasticidade é geralmente simétrica (VEDOATO; CONDE; PEREIRA, 2008) e as variáveis espaço-temporais não apresentam diferenças significativas quando comparados os hemicorpos (PROSSER *et al.*, 2010).

Já foi evidenciado que o padrão em plantiflexão do tornozelo influencia as demais articulações durante a marcha (HIGGINSON *et al.*, 2006) e que essa poderia ser uma compensação alternativa que permitiria à criança com alteração neuromotora deambular (KERRIGAN *et al.*, 2000). Apesar de Kerrigan *et al.* (2000) suporem que haveria correlação entre a plantiflexão do tornozelo com a rotação interna do quadril e retração da pelve durante a marcha das crianças com diparesia espástica nenhuma correlação foi encontrada entre essas variáveis. A explicação para isso seria o acometimento bilateral, o padrão com flexão de quadril e joelho evidenciado nessas crianças e o desalinhamento do pé, que promoveria uma diminuição do momento e da potência do tornozelo (BRUNNER *et al.*, 2008).

A observação longitudinal da marcha de crianças com diparesia tem evidenciado que o padrão altera-se ao longo do tempo e por isso esse tipo de observação deve ser realizado por períodos iguais ou superiores a 6 anos. O joelho que nas avaliações iniciais (entre 7,3 a 8,2 anos de idade) apresentava-se fletido ou estendido, ao longo dos anos (entre 13,2 a 14,8 anos de idade) assumiu um padrão fletido para as crianças diparéticas avaliadas (ROSE *et al.*, 2010; YOKOCHI, 2001) embora o escore funcional não tenha sido alterado (ROSE *et al.*, 2010).

Nas crianças com diparesia o padrão em equino verdadeiro ou de joelho “saltitante” são mais comuns na idade em que a criança está iniciando a deambular enquanto o padrão em aparente equino e de agachamento seriam padrões decorrentes da evolução da marcha nessas crianças (RODDA *et al.*, 2004). Fatores como o crescimento ósseo sem correspondente aumento no comprimento muscular associado à diminuição da força muscular e aumento de massa corporal poderiam gerar ou reforçar o padrão de marcha agachada o que levaria os indivíduos na fase adulta a sentirem fadiga e dores nos joelhos (O’SULLIVAN *et al.*, 2010; BELL *et al.*, 2002). A influência das alterações periféricas no controle de movimento foi verificada

também em crianças com desenvolvimento típico colocadas na postura de agachamento com respostas musculares semelhantes às crianças diparéticas, incluindo ativação muscular de distal para proximal o que demonstra que tanto o dano encefálico como alterações osteomioarticulares e a posição em agachamento podem influenciar a marcha (KERMOIAN *et al.*, 2006).

Nas crianças com diparesia o alinhamento vertical durante a fase de apoio médio não consegue corrigir os desvios básicos da marcha, embora sua magnitude possa diminuir (PERRY, 2005b) e a criança apresenta sua impulsão comprometida (FILLIPIN; BONAMIGO, 2003).

Com relação aos parâmetros espaço-temporais as crianças com diparesia (de 6 a 13 anos) apresentam menor velocidade e tamanho do passo e levam mais tempo para realização do ciclo de marcha quando comparadas a crianças com desenvolvimento típico (CARRIERO *et al.*, 2009). Dentre as crianças com diparesia, as que não tem padrão em agachamento apresentam maior cadência durante a marcha, se comparadas tanto a crianças com marcha agachada como a crianças com desenvolvimento típico; o tamanho do passo entre os grupos crianças com diparesia tanto com padrão de marcha agachada como as sem esse padrão não diferiu de forma significativa (STEINWENDER *et al.*, 2001).

É descrita uma forte correlação entre as variáveis temporal e cinemáticas. A velocidade da marcha pode prever alterações cinemáticas no plano sagital. Uma redução na velocidade esteve associada com redução do pico de flexão do joelho na fase de balanço e com padrões rígidos da articulação do joelho, de modo inverso a flexão de joelho na fase de apoio correlaciona-se com mais rápida velocidade de marcha. Com relação ao equinismo na marcha é sugerido que em joelhos rígidos o grau de flexão do joelho na fase de balanço é diminuído e isso poderia ocorrer tanto pelo padrão de marcha na ponta dos pés como pela espasticidade do músculo reto femoral. Para o padrão de marcha agachada há um aumento da fase do passo em relação ao padrão “joelho saltitante” (CARRIERO *et al.*, 2008).

A maioria das classificações se concentra na observação do plano sagital (gastrocnêmio, isquiotibiais, reto femoral e ileopsoas). No entanto a maioria das crianças com diplegia espástica apresentam alterações no plano frontal (adutores, discrepâncias de membros e subluxações) e transversal (rotação pélvica, torção medial do fêmur, torção lateral da tibia e deformidades dos pés). Se não identificados corretamente e se a análise considerar somente um plano de movimento o fator

causal do padrão da marcha pode não ser identificado e os objetivos serão traçados de forma incorreta (RODDA; GRAHAM, 2001). Isso porque as alterações no plano sagital (contraturas) e no plano transversal (deformidades torsionais) de crianças com diparesia apresentam em associação fraqueza muscular e controle seletivo do movimento deficientes, os quais influenciam nos padrões de marcha (RODDA *et al.*, 2004).

Ainda não há consenso na literatura sobre qual plano de movimento é mais dificilmente avaliado na marcha (KAWAMURA *et al.*, 2007). Considerando que as crianças com ECNPI geralmente exibem alterações de movimento nos três planos (sagital, frontal e transversal), sugere-se que na análise de marcha os três sejam considerados, até mesmo para possibilitar e facilitar as metas de reabilitação e técnicas cirúrgicas (CARRIERO *et al.*, 2009; 2008; GOUGH; SHORTLAND, 2006).

4 MÉTODOS

4.1 DESENHO DO ESTUDO

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Setor Ciências da Saúde/UFPR, registro CEP/SD: 936.061.10.06, CAAE: 0037.0.091.000-10 (ANEXO I). O estudo foi realizado na cidade de Curitiba-PR no Laboratório do Centro de Estudos do Comportamento Motor, Departamento de Educação Física da UFPR. A Figura 5 apresenta o delineamento do estudo.

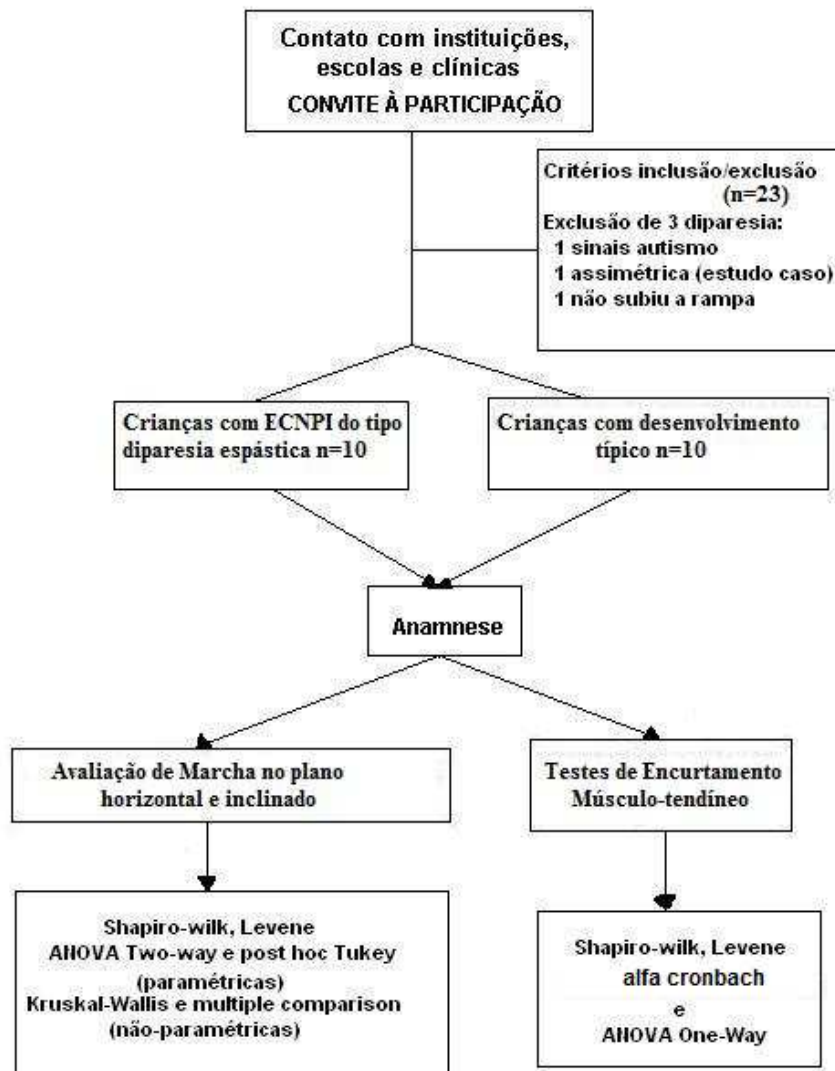


FIGURA 5- Delineamento do estudo

Fonte: a autora

A pesquisa é caracterizada como do tipo observacional transversal descritivo e comparativo (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2003) e contou com um grupo de crianças que apresentam ECNPI do tipo diparesia espástica e outro grupo de crianças com desenvolvimento típico. Foram realizados três estudos pilotos antes das avaliações finais dos sujeitos voluntários convidados a participar do estudo visando ajustes metodológicos no processo de coleta de dados.

3.2 PARTICIPANTES

A definição da amostra foi realizada a priori, computando o tamanho da amostra por meio de parâmetros de entrada de cálculo como nível de significância equivalente a 0,05, poder igual a 0,80 e tamanho de efeito equivalente a 0,60 (TE grande), assumindo uma distribuição gaussiana unicaudal. Para tal obteve-se um valor de t crítico equivalente a 1,73, com um grau de liberdade de 18, assumindo um tamanho amostral de 19, com um poder atual de 0,81. Apenas por conveniência, assumiu-se um n amostral de 20 pacientes, sendo 10 distribuídos como grupo controle e outros 10, como diparéticos.

As crianças foram selecionadas em escolas regulares e em instituições e/ou clínicas de atendimento a crianças com desordens neuromotoras (ECNPI do tipo diparesia espástica) que estivessem de acordo com os critérios de inclusão. A amostra foi composta de forma não probabilística, por acessibilidade, com indivíduos de 7 a 13 anos de ambos os gêneros que apresentem ECNPI do tipo diparesia espástica e crianças com desenvolvimento típico para compor o grupo controle.

Os participantes voluntários foram então subdivididos em dois grupos: o grupo experimental (GE) composto por crianças com ECNPI do tipo diparesia espástica (n=10), e o grupo controle (GC) formado por crianças com desenvolvimento típico (n=10). No grupo experimental 3 crianças com intenção de participar no estudo foram excluídas da análise devido aos seguintes motivos: 1 criança apresentou marcha assimétrica (foi realizado estudo de caso), 1 criança apresenta sinais de autismo e 1 criança que tem marcha há pouco tempo (1 ano) e não conseguiu subir e descer a rampa.

Além do estabelecimento dos limites de idade para ambos os grupos, a composição do grupo controle foi realizada após avaliações do grupo de crianças com ECNPI a fim de poder parear os grupos por estatura, idade e massa de forma a melhorar a homogeneidade entre os grupos.

Os critérios de inclusão para as crianças com ECNPI do tipo diparesia espástica foram ter marcha independente e simétrica, e compreensão de instruções verbais simples (CARRIERO *et al.*, 2009; FOWLER; GOLDBERG, 2009). Também fizeram parte do estudo crianças com desenvolvimento típico na mesma faixa etária. A participação no estudo foi condicionada ao consentimento esclarecido por parte do responsável legal, expresso no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE I).

Os limites de idade estabelecidos foram definidos visando diminuir a interferência de outras variáveis considerando que por volta dos 7 anos o padrão de marcha típica é estabilizado (CINTAS, 2001). O limite de idade de 13 anos foi escolhido conforme período pré-púbere (CARRIERO *et al.*, 2009) no qual o segundo estirão de crescimento nas meninas seria entre 11 e 13 anos e entre 13 e 15 nos meninos com desenvolvimento típico (MAGEE, 2002).

Os critérios de exclusão para o grupo de crianças com diparesia espástica incluíram: alteração visual de moderada a grave, deficiência intelectual de moderada a grave, apresentar outras desordens motoras da ECNPI como ataxia, atetose e distonia, alterações ortopédicas como discrepância de membros, encurtamentos e deformidades ou outras situações que impossibilitassem a marcha independente (RODDA *et al.*, 2004), aplicação de toxina botulínica em membros inferiores há menos de 6 meses (PROSSER *et al.*, 2010; WINGERT *et al.*, 2010) e de fenol com tempo inferior a 36 meses e realizado cirurgia em membros inferiores ou tronco com tempo inferior a 1 ano (WINGERT *et al.*, 2010; EEK; BECKUNG, 2008; McDOWELL *et al.*, 2008; CAMARGOS *et al.*, 2007; GIANNI, 2007).

Para o grupo de crianças com desenvolvimento típico os critérios de exclusão compreenderam apresentar comprometimentos ortopédicos, neuromusculares e/ou cardiovasculares (PROSSER *et al.*, 2010) e ainda comprometimentos visuais que interferissem na execução funcional marcha, bem como realizar atividades esportivas além daquelas atividades físicas escolares regulares.

4.3 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Antes da avaliação de marcha foi realizada uma entrevista com os pais sobre estado de saúde atual e histórico do desenvolvimento da criança, além de avaliação física de medidas antropométricas de estatura, massa corporal, discrepância real do comprimento dos membros inferiores (HOPPENFELD, 2004), comprimento e circunferência dos segmentos dos membros inferiores utilizando fita métrica, conforme modelo de segmentos do *software* do Vicon® (APENDICE III). Após análise da marcha foram realizados testes para determinar a amplitude de movimento dos membros inferiores para considerar a existência de encurtamentos musculares os quais podem influenciar de maneira negativa na marcha (KERRIGAN; SCHAUFLELE; WEN, 2002). Os testes de amplitude de movimento foram realizados após avaliação de marcha a fim de evitar que o efeito das manipulações sobre os tecidos que ocorrem durante os testes influenciassem as variáveis cinemáticas analisadas (CRISTOPOLISKI *et al.*, 2008; GUISSARD; DUCHATEAU, 2006).

4.3.1 Análise Cinemática da Marcha

Os dados cinemáticos foram determinados por meio de um sistema optoeletrônico (Vicon®). Para tanto marcadores retroreflexivos foram colocados sobre a pele em pontos estratégicos dos membros inferiores. As coordenadas foram capturadas de forma que o movimento fosse reconstruído em 3D (MELANDA *et al.*, 2007). Os marcadores foram sempre colocados pela mesma pesquisadora para evitar viés conforme modelo de Helen Hayes (MELANDA *et al.*, 2007) que considera os seguintes pontos: espinhas ilíacas ântero-superior (EIAS) direita e esquerda e entre as duas espinhas ilíacas póstero-superiores (sacro), sobre as faces laterais dos joelhos alinhado ao eixo imaginário da articulação, sobre os maléolos laterais, nas faces laterais das coxas e das pernas, sobre a cabeça do segundo metatarso direito e esquerdo, na face posterior dos calcâneos (FIGURA 6). Como modificação utilizou-se um ponto no tronco, pois as crianças com ECNPI do tipo diparesia espástica podem apresentar compensações de movimento nesse segmento devido suas dificuldades motoras (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002).

Os marcadores reflexivos foram localizados por palpação e fixados com fita adesiva dupla face. Moraes (2000) defende uma correta padronização da colocação dos marcadores visando minimizar erros.



FIGURA 6- Participante da pesquisa com os marcadores reflexivos, posicionados de acordo com o modelo de Helen Hayes modificado (com adição de marcador em tronco).

Fonte: a autora.

Na determinação das convenções angulares, o centro articular do quadril representado na Figura 7 é estimado pelo próprio software do Vicon[®] para determinar os parâmetros do quadril e da pelve.

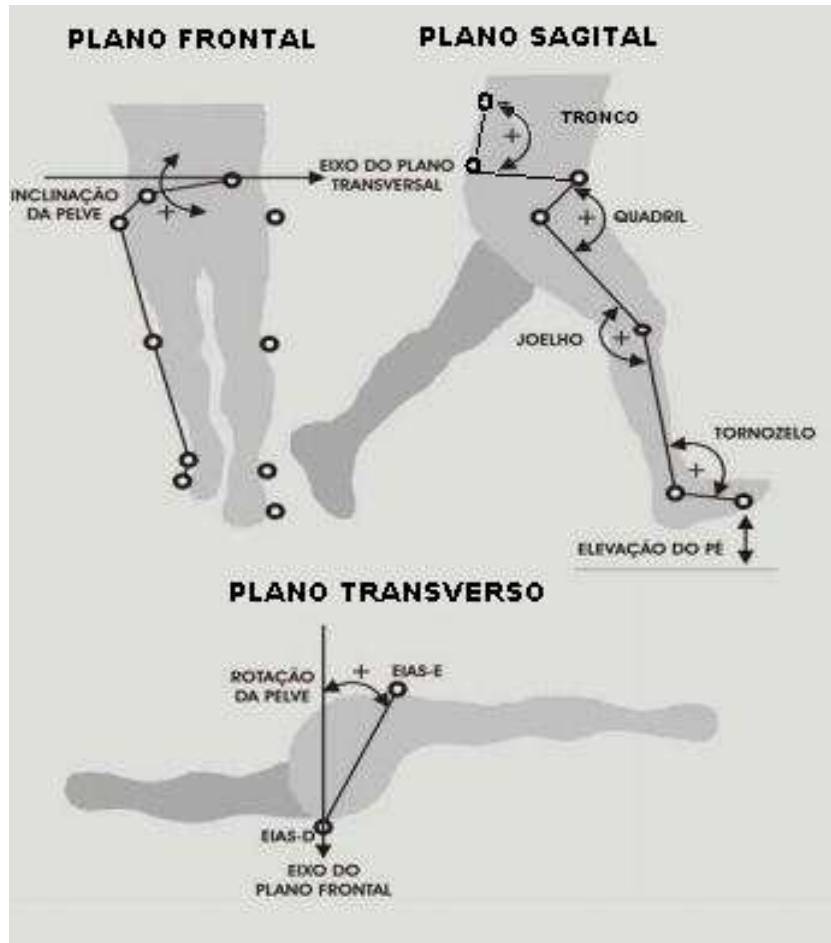


FIGURA 7- Convenções angulares adotadas
Fonte: Adaptado de Souza (2006).

As crianças foram inicialmente familiarizadas com o local da avaliação e solicitadas a andar livremente descalças sobre a passarela de 10m e sobre plano inclinado (rampa de 10% ou 7°), sendo verificada se as mesmas conseguiam executar a atividade sem apoio. Após a familiarização a criança andou livremente em velocidade auto-selecionada sobre a passarela e sobre a rampa com inclinação de 10% (FIGURA 8) que consiste numa inclinação dentro dos limites da ABNT e com angulação semelhante a estudos internacionais (NOBLE; PRENTICE, 2008; McINTOSH *et al.*, 2006; PRENTICE *et al.*, 2004; LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002). Foram realizados 10 ciclos de marcha (excluindo o primeiro), descartada a primeira tentativa e realizada uma média dos dados cinemáticos de 3 tentativas válidas (PROSSER *et al.*, 2010; HSUE; MILLER; SU, 2009a; RIBAS *et al.*, 2007) em 3 condições: plano horizontal, subida e descida. Foi permitido às crianças sentar e

descansar a qualquer momento entre as avaliações para minimizar os efeitos da fadiga (PROSSER *et al.*, 2010).

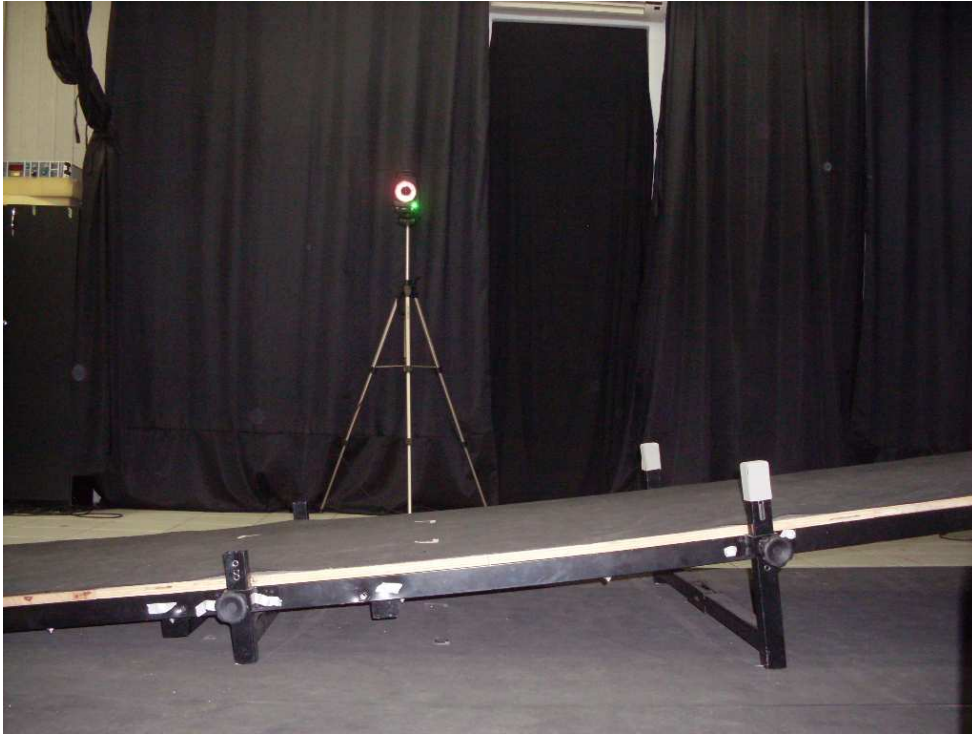


FIGURA 8- Rampa utilizada na avaliação (CECOM, DEF, UFPR).
Fonte: a autora.

3.3.2 Testes de Encurtamento Músculo-tendíneo

Após análise de marcha foram realizados testes para avaliar a amplitude de movimento dos membros inferiores, de forma quantitativa, por meio de fotometria (câmera sobre tripé a uma distância de 3m). Os testes foram escolhidos por existirem evidências da relação entre variáveis espaço-temporais e amplitude de movimento de membros inferiores em crianças com diparesia/diplegia (PROSSER *et al.*, 2010) e por serem amplamente utilizados na avaliação clínica. Os testes foram realizados pelo mesmo avaliador, sendo colocados marcadores de referência no sujeito avaliado na posição ortostática. Os testes são descritos abaixo:

O Teste Modificado de Thomas (Figura 9) objetiva avaliar amplitude do movimento articular pelos flexores uni e biarticulares do quadril. O indivíduo é colocado inicialmente em posição supina na maca com a região poplíteia na borda da

mesma e membros inferiores pendentes. O segmento do hemicorpo não avaliado deve ser flexionado até 125° (padronizado com utilização de goniômetro) de maneira que a região lombar seja retificada. O membro testado permanece livre e movimentos compensatórios desse membro nas articulações do quadril e joelho são analisados (SARRAF; DEZAN; RODACKI, 2005; KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995). A análise objetiva dos flexores uniarticulares do quadril é determinada pela variação angular (relação entre a posição inicial e final) da coxa, ou seja, pela flexão do quadril enquanto a dos flexores biarticulares do quadril é determinada pela variação angular da posição do joelho, ou seja, pela extensão do joelho. A utilização do teste de forma quantitativa por fotometria já demonstrou ser uma forma reproduzível e com baixo erro de medidas (SARRAF; DEZAN; RODACKI, 2005). Para realização do teste foram marcados os seguintes pontos: trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral e maléolo lateral.

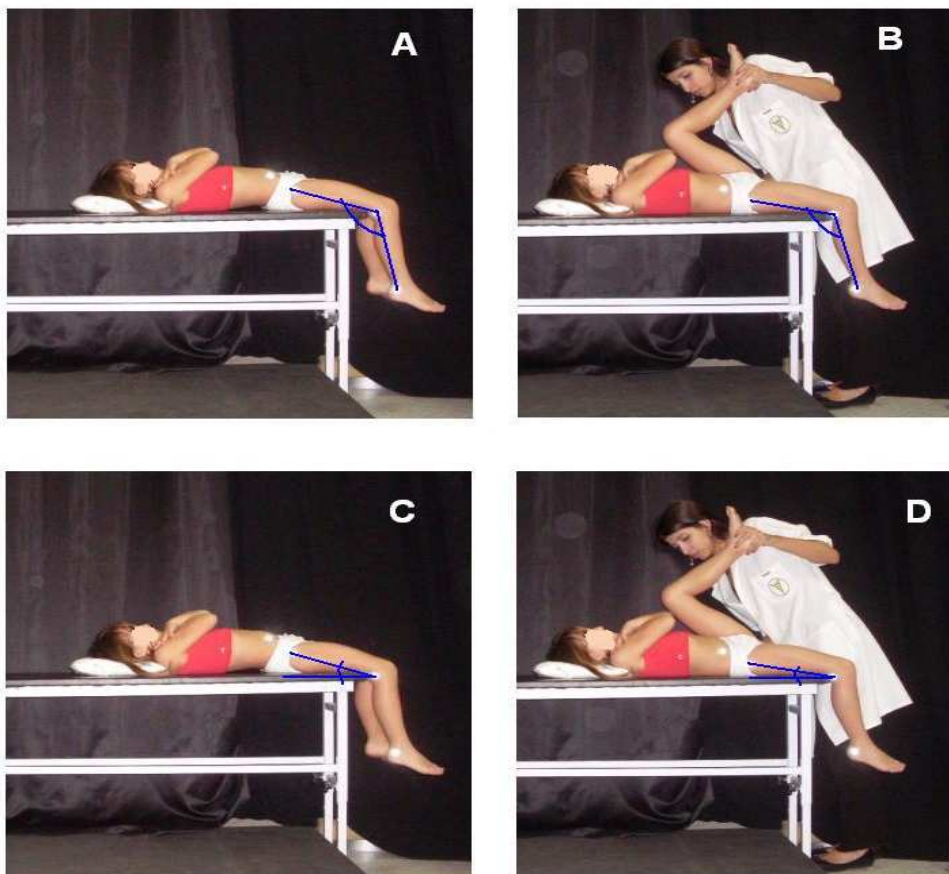


FIGURA 9– Teste de Thomas Modificado

A- posição inicial teste Thomas para flexores biarticulares; B- posição final teste Thomas para flexores biarticulares; C- posição inicial teste Thomas para flexores uniarticulares; D- posição final teste Thomas para flexores uniarticulares.

Fonte: a autora.

O Teste de Duncan-Ely (Figura 10) consiste em uma análise clínica que visa avaliar a espasticidade e a existência de encurtamento do músculo reto femoral realizado com a flexão passiva do joelho com o sujeito relaxado em decúbito prono (MARKS *et al.*, 2003). Esse teste foi utilizado no presente estudo por fotometria de forma quantitativa, com objetivo de avaliar o grau de flexão do quadril, com o avaliador realizando a flexão passiva máxima (até que seja percebida uma resistência) do joelho de forma lenta com marcação nos seguintes pontos: trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral e maléolo lateral. Para análise tomou-se como referência o ângulo formado entre a linha horizontal e o segmento coxa.

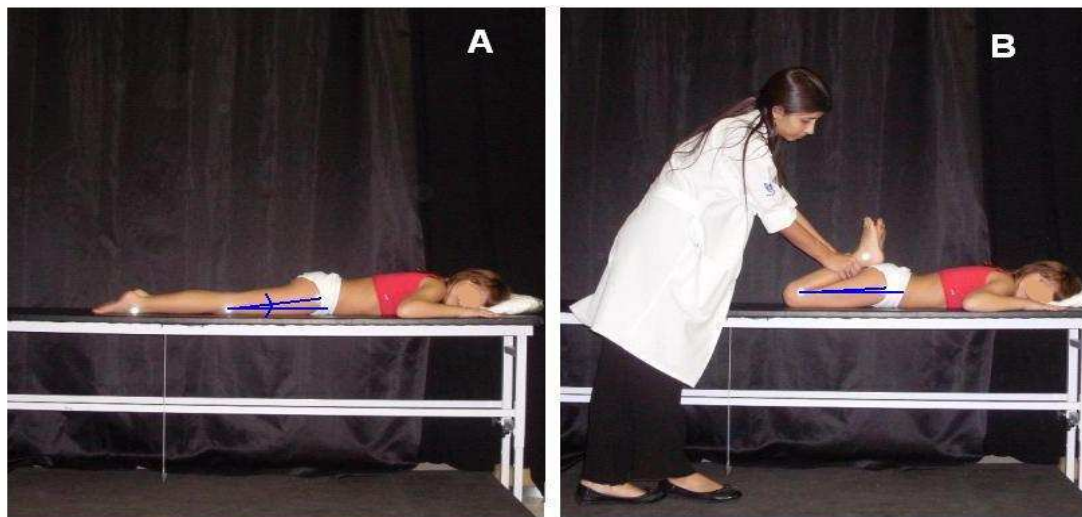


FIGURA 10 – Teste de Duncan-Ely

A- posição inicial; B- posição final

Fonte: a autora.

O Teste elevação da perna reta (Figura 11) avalia a amplitude de movimento de flexão do quadril com joelho estendido de forma passiva, colocando sob prova os músculos isquiotibiais biarticulares (semimembráceo, semitendinoso e bíceps cabeça longa). O sujeito deve adotar decúbito dorsal com os membros inferiores estendidos e coluna lombo-sacra retificada. O membro a ser avaliado é então elevado, com extensão do joelho e pé relaxado (para impedir interferência do gastrocnêmio no movimento do joelho) até o indivíduo relatar uma sensação de desconforto, enquanto o membro contralateral permanece fixo sobre a maca

(KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995; CAMERON; BOHANNON, 1993). Durante o teste a coxa contralateral de todos os sujeitos foi fixada com uma faixa, instruções para o sujeito relaxar como um todo, padronização de uma velocidade lenta de elevação e análise por de fotometria (posição inicial e final) sendo marcados os pontos EIAS, trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral e maléolo lateral. O momento final da elevação da perna foi fotografado, ou seja, o momento no qual os sujeitos referiram uma sensação de tensão muscular e/ou grande desconforto nos músculos isquiotibiais. O ângulo medido corresponde ao do segmento da coxa em relação à horizontal (CARREGARO; SILVA; COURY, 2007) porque as crianças com diparesia, em sua maioria apresentam limitação no teste com elevação perna reta (o joelho não estende totalmente). Nenhuma forma de compensação na execução do teste pelo encurtamento dos flexores do quadril contralateral evidenciado nas crianças com diparesia na execução foi realizada durante a elevação perna reta (EPR), pois Gajdosik *et al.* (1993) afirmam que mesmo realizando essas compensações os resultados não diferem de maneira significativa do teste realizado na maneira original.

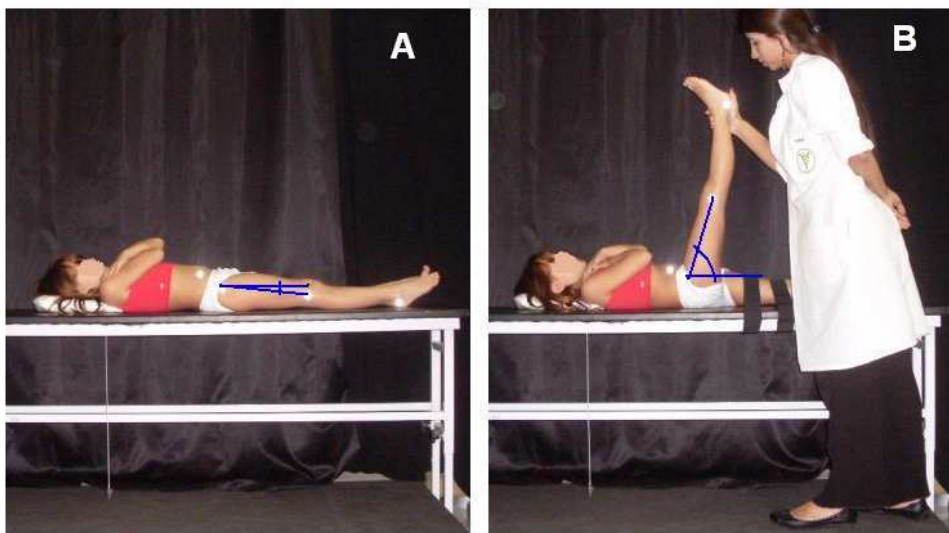


FIGURA 11– Teste de Elevação da Perna Reta

A-posição inicial; B-posição final

Fonte: a autora.

Para determinação de reprodutibilidade as crianças foram marcadas e fotografadas e os marcadores retirados e fixados novamente seguindo os mesmos

procedimentos durante 3 vezes. Os valores foram posteriormente analisados através das fotos registradas (SARRAF; DEZAN; RODACKI, 2005).

4.4 PROCESSAMENTO E TRATAMENTO DOS DADOS

A captação dos dados da marcha nos diferentes planos foi realizada pelo sistema Vicon®. Os dados foram filtrados pelo software por um filtro passa baixa de 10 Hz Butterworth (HSUE; MILLER; SU, 2009a). Os dados foram arquivados em pastas e exportados também para planilhas do Excel, de modo que cada arquivo armazenasse os dados de cada tarefa e de cada avaliação para cada participante, separadamente para posterior análise por programa específico. Embora ambos os membros inferiores tenham sido marcados e os dados processados, para efeito de comparação, utilizou-se o membro inferior direito como referência ao considerar simetria entre os participantes, até mesmo entre os diparéticos (PROSSER *et al.*, 2010).

A quantificação dos ângulos da fotometria foi realizada com a ferramenta dimensão angular disponível no *software Corel Draw* sendo então posteriormente exportados para planilhas do Excel.

Os gráficos foram gerados com o programa *Graphpad Prisma 5.0* e apresentados com os valores angulares médios e desvio padrão para cada grupo como segue no modelo da Figura 12.

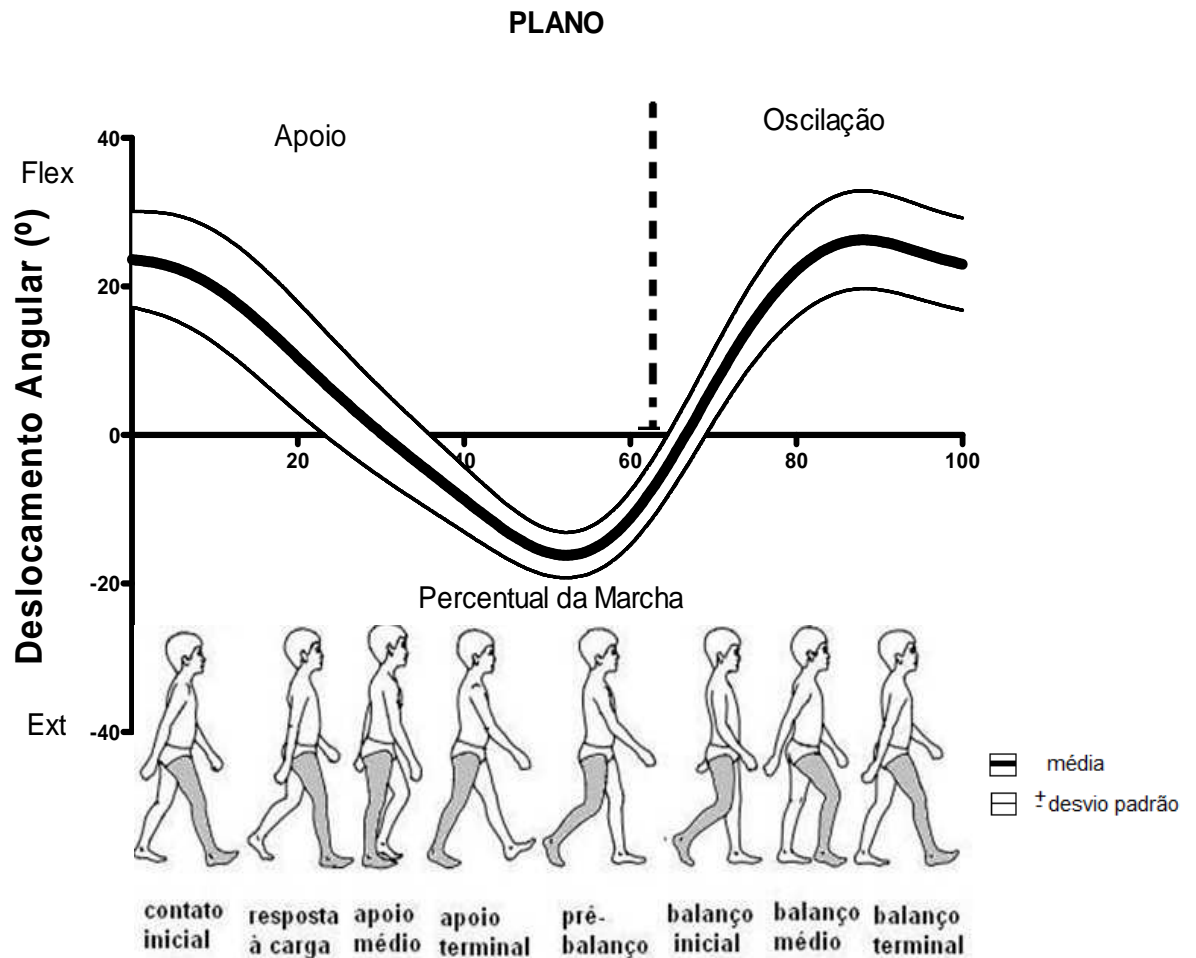


FIGURA 12– Modelo de gráfico utilizado no estudo
Fonte: a autora.

4.5 VARIÁVEIS

Para caracterização do padrão de marcha das crianças avaliadas foram analisadas variáveis lineares temporais e espaciais e variáveis angulares. As variáveis analisadas e suas definições estão descritas nos Quadros 1 a 3.

QUADRO 1. Variáveis Lineares Temporais

| Variável | Descrição |
|------------------------------------|--|
| Tempo da fase de oscilação (s)- TO | Tempo total em que o membro analisado se encontra suspenso. |
| Tempo da fase de apoio (s)- TA | Tempo total em que o membro analisado se encontra em contato com o solo. |

| | |
|--------------------------|---|
| Tempo total do ciclo (s) | Tempo entre dois contatos consecutivos do pé do membro inferior analisado com o solo. |
|--------------------------|---|

FONTE: Adaptado de Persch (2008, p.51).

As variáveis espaciais lineares relacionadas às distâncias durante a marcha foram normalizadas pela estatura de cada sujeito para posteriormente permitir comparação entre grupos e análise estatística.

QUADRO 2. Variáveis Lineares Espaciais

| Variável | Descrição |
|--|--|
| Comprimento da passada (m) | Distância equivalente a dois passos, ou seja, desde o contato inicial do membro analisado até seu novo contato com o solo, projetado no eixo de deslocamento do sujeito. |
| Comprimento da passada normalizado (%) | Valor do comprimento da passada normalizado pela estatura do sujeito. |
| Velocidade da marcha (m/s) | Razão entre a distância percorrida e o tempo despendido em uma passada. |
| Cadência da marcha (passada/min) | Número de passadas por unidade de tempo. |
| Largura entre os pés na marcha (m) | Distância no eixo horizontal (médio-lateral) entre os pés direito e esquerdo no momento do apoio duplo. |
| Largura normalizada entre os pés na marcha (%) | Distância no eixo horizontal (médio-lateral) entre os pés direito e esquerdo no momento do apoio duplo normalizado pela estatura do sujeito. |
| Velocidade do contato inicial do pé com o solo (m/s) | Velocidade em que o pé do membro analisado toca o solo. |
| Elevação do pé (m) | Mínima distância do metatarso em relação ao solo na fase média ¹² durante a oscilação. |
| Elevação do pé normalizada (%) | Mínima da distância do metatarso em relação ao solo normalizado pela estatura na fase média durante a |

¹² O termo fase média do balanço corresponde a fase da marcha em que o segmento encontra-se na fase de balanço com o pé estando lado a lado ao membro contralateral, aproximadamente a 80% do ciclo da marcha (WINTER, 1991).

| |
|------------|
| oscilação. |
|------------|

FONTE: Adaptado de Persch (2008, p.51).

O tamanho da passada e a largura do passo definidas no Quadro 02 podem ser visualizadas na Figura 13.



FIGURA 13- Comprimento e Largura da passada

Fonte: Adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (1999, p.12).

As variáveis espaciais angulares foram definidas como as amplitudes de movimento, valores máximos e mínimos para cada articulação considerando um ciclo de marcha como segue no Quadro 3.

QUADRO 3. Variáveis Espaciais Angulares

| Variável | Descrição |
|------------------------------------|--|
| ADM inclinação anterior tronco (°) | Diferença entre a máxima e a mínima inclinação anterior do tronco durante o ciclo de marcha. |
| Máxima Inclinação do tronco 1 (°) | Primeiro ponto de maior inclinação anterior do tronco com relação ao plano vertical. |
| Máxima Inclinação do tronco 2 (°) | Segundo ponto de maior inclinação anterior do tronco com relação ao plano vertical. |
| Mínima Inclinação do tronco (°) | Ponto de menor inclinação anterior do tronco com relação ao plano vertical. |
| ADM inclinação anterior pelve (°) | Diferença entre a máxima e a mínima inclinação anterior da pelve durante o ciclo de marcha. |
| Máxima Inclinação | Ponto de maior inclinação anterior da pelve com relação ao plano |

| | |
|--|---|
| anterior da pelve (°) | vertical. |
| Mínima Inclinação anterior da pelve (°) | Ponto de menor inclinação anterior da pelve com relação ao plano vertical. |
| ADM de rotação pélvica (°) | Diferença entre a rotação interna e a rotação externa durante o ciclo de marcha. |
| Rotação interna da pelve (°) | Máxima rotação interna do segmento anterior da pelve em relação a um eixo paralelo ao solo e transversal ao sentido de deslocamento do sujeito. |
| Rotação externa da pelve (°) | Máxima rotação externa do segmento anterior da pelve em relação a um eixo paralelo ao solo e transversal ao sentido de deslocamento do sujeito. |
| ADM de obliquidade pélvica (°) | Diferença entre a máxima e a mínima obliquidade da pelve durante o ciclo de marcha. |
| Máxima Obliquidade pélvica- elevação (°) | Máxima obliquidade da pelve no plano coronal. |
| Mínima Obliquidade pélvica- queda (°) | Mínima obliquidade da pelve no plano coronal. |
| Máxima extensão do quadril (°) | Valor da máxima extensão da articulação formada pelos segmentos da pelve lateral e coxa a partir de um valor considerado como zero- posição ortostática. |
| Máxima flexão do quadril (°) | Valor da máxima flexão da articulação formada pelos segmentos da lateral da pelve e coxa a partir de um valor considerado como zero- posição ortostática (°). |
| Amplitude articular do quadril plano sagital (°) | Diferença entre o a máxima flexão e a máxima extensão do quadril durante o ciclo de marcha. |
| Flexo-extensão quadril no contato inicial (°) | Diferença entre a máxima flexão e a máxima extensão do quadril no contato inicial da marcha. |
| Máxima Abdução do quadril (°) | Valor da máxima abdução da articulação formada pelos segmentos da lateral da pelve e coxa a partir de um valor considerado como zero- posição ortostática. |
| Máxima Adução do quadril (°) | Valor da máxima adução da articulação formada pelos segmentos da lateral da pelve e coxa a partir de um valor considerado como zero- posição ortostática. |
| Amplitude articular quadril plano frontal (°) | Diferença entre a máxima abdução e máxima adução do quadril (°) |
| Máxima rotação interna | Valor da máxima rotação interna da articulação formada pelos |

| | |
|---|--|
| do quadril (°) | segmentos da pelve lateral e coxa a partir de um valor considerado como zero- posição ortostática. |
| Máxima rotação externa do quadril (°) | Valor da máxima rotação interna da articulação formada pelos segmentos da pelve lateral e coxa a partir de um valor considerado como zero- posição ortostática. |
| Amplitude articular quadril plano transverso (°) | Diferença entre a máxima rotação interna e externa do quadril. |
| Máxima extensão do joelho (°) | Valor da máxima extensão durante a movimentação da articulação formada pelos segmentos da coxa e da perna a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática. |
| Máxima flexão 1 do joelho (°) | Valor da máxima flexão durante a movimentação da articulação na fase de balanço formada pelos segmentos da coxa e da perna a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática. |
| Máxima flexão 2 do joelho (°) | Valor da máxima flexão durante a movimentação da articulação na fase de apoio formada pelos segmentos da coxa e da perna a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática. |
| Amplitude articular do joelho Plano sagital (°) | Diferença entre a máxima flexão e extensão do joelho durante o ciclo de marcha. |
| Flexo-extensão joelho no contato inicial (°) | Diferença entre a máxima flexão e extensão do joelho no contato inicial da marcha. |
| Máxima extensão do tornozelo (°) | Valor da máxima extensão (dorsiflexão) durante a movimentação da articulação formada pelos segmentos da perna e do pé a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática. |
| Máxima flexão do tornozelo (°) | Valor da máxima flexão (plantiflexão) durante a movimentação da articulação formada pelos segmentos da perna e do pé a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática. |
| Amplitude articular do tornozelo- Plano sagital (°) | Diferença entre máxima flexão e extensão do tornozelo durante o ciclo de marcha. |
| Flexo-extensão tornozelo no contato inicial (°) | Diferença entre a máxima flexão e extensão do tornozelo no contato inicial da marcha. |
| Ângulo do pé (°) | Ângulo de inclinação do pé em relação à superfície. |

FONTE: Adaptado de Persch (2008, p.52).

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente, os dados foram tratados com estatística descritiva padrão (média e desvio padrão). Além disso, os dados tiveram sua normalidade de distribuição e a homogeneidade das variâncias testados através dos testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Quando os dados apresentaram distribuição normal, foi utilizada estatística paramétrica correspondente. O teste t foi aplicado para comparar as características dos sujeitos (massa, estatura e idade). Utilizou-se um conjunto de ANOVAs Two-way para análise e comparação dos dados cinemáticos lineares e angulares, tendo grupos (diparesia espástica e controle) e condições (subida, descida e plano horizontal), com como fatores dependentes. O teste de Tukey foi usado para identificar onde as diferenças ocorreram (BARROS; REIS, 2003).

Quando os dados apresentaram distribuição não normal e/ou não homogênea, foi utilizada estatística não-paramétrica de Kruskal-Wallis e *post hoc Multiple Comparison* para análise e comparação dos dados cinemáticos lineares e angulares entre os grupos nas 3 condições (plano horizontal, subida e descida) adotando-se $p < 0,05$ (BARROS; REIS, 2003). Para conseguir analisar a influência das 3 condições (planos) e dos grupos e de planos vs grupo através da análise não-paramétrica considerou-se para análise estatística a existência de 6 grupos (diparesia horizontal, controle horizontal, diparesia subida, controle subida, diparesia descida e controle descida).

Para verificar a reprodutibilidade das medidas de fotometria em cada um dos grupos, foi utilizado teste de *alfa cronbach* e para comparação entre os grupos ANOVA One-way com os valores médios de cada teste (BARROS; REIS, 2003).

Todos os testes estatísticos foram realizados no programa Statistica® com um nível de significância de $p < 0,05$.

5 RESULTADOS

Essa seção visa apresentar os resultados do estudo. Inicialmente serão descritas as características gerais da amostra obtidas a partir da avaliação física e dos testes de encurtamentos músculo-tendíneos de membros inferiores. Em seguida, a análise cinemática da marcha será apresentada.

Com relação aos dados questionados na anamnese dos sujeitos (APÊNDICE II), como a maioria das respostas foram imprecisas ou não conhecidas pelos responsáveis das crianças elas não serão discutidas. Das informações de pais e responsáveis do grupo de crianças com diparesia coletadas na anamnese, sabe-se das 10 crianças com diparesia avaliadas, 9 foram prematuras e as 10 realizaram algum procedimento invasivo em membros inferiores (toxina botulínica e/ou cirurgias), respeitando-se os critérios de inclusão.

5.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA

Com relação às características físicas dos sujeitos (Tabela 1) foram avaliadas 20 crianças e apresentam distribuição normal e homogênea confirmadas pelo teste de Shapiro Wilk e Levene ($p > 0,05$); pelo Teste t não houve diferença significativa entre as médias de massa, idade e estatura entre os grupos e as populações ($p > 0,05$).

TABELA 1–Características gerais dos grupos (média±desvio padrão).

| | CONTROLE | | DIPARESIA | | P |
|---------------------|-----------------|-------|------------------|-------|----------|
| Idade (anos) | 10,43 | ±1,86 | 10,25 | ±1,76 | 0,87 |
| Massa (kg) | 31,50 | ±5,37 | 28,95 | ±5,39 | 0,99 |
| Estatura (m) | 1,40 | ±0,12 | 1,34 | ±0,09 | 0,32 |

*Adotando-se significância $p < 0,05$

5.1.1 Testes de Encurtamento Músculo-tendíneo

Os valores obtidos nos testes ortopédicos tiveram distribuição normal pelo

teste de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$).

Com relação aos resultados da reprodutibilidade dos testes de fotometria foram encontradas pelo teste de *alfa cronbach* boa reprodutibilidade para ambos os grupos entre as três medidas nos três testes como segue na Tabela 2:

TABELA 2- Avaliação da reprodutibilidade dos testes (média±desvio padrão) - amplitude de movimento (diferença entre valor final e inicial).

| TESTES | CONTROLE | | | | DIPARESIA | | | |
|-----------------------|-----------------|----------------|----------------|----------|----------------|-----------------|----------------|----------|
| | 1 | 2 | 3 | α | 1 | 2 | 3 | α |
| EPR (°) | 71,19 ±7,59 | 72,48 ±8,81 | 71,78 ±8,60 | 0,97 | 53,35 ±9,06 | 52,45 ±8,66 | 54,34 ±8,28 | 0,93 |
| Thomas FQB (°) | -0,63 ± 6,52 | 0,68 ±5,50 | 2,05 ±6,03 | 0,87 | 4,44 ±14,82 | 4,64 ±11,95 | 1,54 ±8,77 | 0,92 |
| Thomas FQU (°) | 9,59 ±5,97 | 8,07 ±4,15 | 8,24 ±5,07 | 0,92 | 23,38 ±9,76 | 23,77 ±10,76 | 23,82 ±9,66 | 0,98 |
| Duncan-Ely (°) | -1,58 ±3,15 | -0,83 ±3,10 | -1,52 ±2,55 | 0,92 | 2,34 ±3,30 | 1,68 ±2,20 | 1,43 ±2,56 | 0,94 |

EPR= grau de elevação da perna reta; FQB= grau dos flexores quadril biarticulares; FQU= grau dos flexores quadril uniarticulares
 α = alfa cronbach.

No estudo os três testes avaliados apresentaram reprodutibilidade nas três tentativas, quando realizados pelo mesmo avaliador e por fotometria para ambos os grupos.

Para comparação entre os grupos realizou-se a média entre as três medidas de cada teste e ANOVA One-Way para comparação entre as médias como segue na Tabela 3.

TABELA 3- Comparação da amplitude de movimento (média±desvio padrão) entre os grupos com diparesia e controle (diferença entre valor final e inicial).

| Testes | CONTROLE | DIPARESIA | p |
|-----------------------|-------------|-------------|---------|
| EPR (°) | 71,82 ±8,11 | 53,38 ±8,13 | <0,001* |
| Thomas FQB (°) | 0,70 ±5,39 | 3,54 ±11,24 | 0,481 |
| Thomas FQU (°) | 8,63 ±4,70 | 23,66 ±9,92 | <0,001* |
| Duncan-Ely (°) | -1,31 ±2,74 | 1,82 ±2,57 | 0,017* |

EPR= grau de elevação da perna reta; FQB= grau dos flexores quadril biarticulares; FQU= grau dos flexores quadril uniarticulares
 *p (valor assumindo $p < 0,05$).

Foram observadas diferenças significativas entre as médias dos grupos para os testes de Elevação da perna reta ($p < 0,001$) e Duncan-Ely ($p = 0,017$) e para o teste de Thomas para os flexores uniarticulares do quadril ($p < 0,001$) enquanto para o teste de Thomas para flexores biarticulares os grupos não apresentaram diferença entre as médias ($p = 0,48$).

5.3 ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA

5.3.1 Variáveis Lineares Espaciais e Temporais

Como algumas variáveis espaciais e temporais (passada e tempo de apoio de e de balanço respectivamente) tiveram distribuição não normal evidenciado pelo Shapiro-Wilk ($p < 0,05$) utilizou-se o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e *post hoc* Multiple comparison. Para as variáveis paramétricas (velocidade da marcha, cadência, velocidade de contato e largura do passo) utilizou-se Anova Two-way com *post hoc* de Tukey adotando significância $p < 0,05$. As variáveis passada e largura do passo foram normalizadas em relação à estatura de cada criança (SARAPH *et al.*, 2005) para comparação entre os grupos.

Como a análise envolve dois grupos em três condições (planos) nos Quadros 4 a 6 com os dados adotou-se o valor de p do *post hoc* na comparação entre grupos para o mesmo plano e letras para comparação do mesmo grupo nos diferentes planos. Letras minúsculas são referentes ao grupo diparesia e letras maiúsculas referentes ao grupo controle.

Os grupos não foram semelhantes nos três planos ($p < 0,05$) somente para a variável tamanho da passada durante a subida e elevação do pé na descida. As crianças com diparesia apresentam tamanho da passada normalizada significativamente menor que as crianças do grupo controle. Não foi evidenciada porém influência da inclinação do plano no tamanho da passada quando realizadas comparações para o mesmo grupo nos diferentes planos. Com relação a elevação do pé que foi normalizada pela estatura observa-se que as crianças do grupo controle elevam mais o pé na descida que na subida e essa estratégia não é adotada pelas crianças com diparesia, e embora diferenças significativas não sejam evidenciadas para este grupo, o valor negativo de elevação do pé na subida

representa que essas crianças arrastam o pé.

QUADRO 4 – Variáveis lineares espaciais e temporais (média±desvio padrão) da marcha de crianças com diparesia espástica e grupo controle durante plano horizontal, subida e descida

| | HORIZONTAL | | | SUBIDA | | | DESCIDA | | |
|----------------------------|------------------------|------------------------|-------|------------------------|------------------------|--------|-------------------------|------------------------|--------|
| | GD | GC | p | GD | GC | p | GD | GC | p |
| Tempo total (s) | 0,98a ±0,13 | 1,01A ±0,09 | 0,998 | 1,04a ±0,14 | 1,05A ±0,10 | 1,000 | 0,95a ±0,13 | 1,01A ±0,08 | 0,821 |
| TO%** | 39,60a ±0,74 | 37,90A ±0,99 | 0,067 | 38,85a ±2,83 | 38,15A ±1,08 | 0,281 | 40,85a ±3,14 | 39,10A ±0,70 | 0,676 |
| TA%** | 60,40a ±0,74 | 62,10A ±0,99 | 0,067 | 61,15a ±2,83 | 61,85A ±1,08 | 0,281 | 59,15a ±3,14 | 60,90A ±0,70 | 0,676 |
| Comprimento da Passada (m) | 0,94a ±0,13 | 1,12A ±0,12 | 0,233 | 0,89a ±0,13 | 1,14A ±0,14 | 0,004* | 0,83a ±0,14 | 1,08A ±0,13 | 0,067 |
| Comprimento da Passada %** | 69,77a ±8,47 | 79,77A ±6,39 | 0,233 | 66,15a ±8,40 | 81,38A ±5,28 | 0,004* | 61,63a ±10,29 | 77,38A ±7,01 | 0,067 |
| Velocidade marcha (m/s) | 0,97a ±0,22 | 1,12A ±0,17 | 0,464 | 0,86a ±0,15 | 1,09A ±0,14 | 0,061 | 0,89a ±0,24 | 1,08A ±0,16 | 0,269 |
| Cadência (passada/min) | 62,06a ±8,59 | 60,05A ±4,82 | 0,988 | 58,44a ±8,38 | 57,47A ±5,29 | 1,000 | 64,21a ±9,09 | 59,56A ±4,32 | 0,679 |
| Velocidade contato (m/s) | 1,52a ±0,68 | 1,15A ±0,25 | 0,361 | 1,38a ±0,50 | 1,11A ±0,26 | 0,722 | 1,07a ±0,29 | 1,08A ±0,28 | 1,000 |
| Largura passo (m) | 0,12a ±0,05 | 0,09A ±0,03 | 0,503 | 0,13a ±0,07 | 0,09A ±0,04 | 0,395 | 0,12a ±0,06 | 0,09A ±0,04 | 1,000 |
| Largura passo % | 0,09a ±0,04 | 0,06A ±0,02 | 0,503 | 0,09a ±0,05 | 0,06A ±0,03 | 0,395 | 0,09a ±0,04 | 0,06A ±0,03 | 0,647 |
| Elevação do pé** | 0,01a ±0,01 | 0,02AB ±0,00 | 1,000 | -0,01a ±0,01 | 0,01A ±0,01 | 0,067 | 0,02a ±0,01 | 0,04B ±0,01 | 0,024* |
| Elevação do pé%** | 1,04a ±0,05 | 1,34AB ±0,20 | 1,000 | -0,54a ±0,43 | 1,04A ±0,75 | 0,067 | 1,24a ±0,66 | 3,10B ±1,02 | 0,024* |

GD: grupo diparesia; GC: grupo controle; TO: tempo de oscilação; TA: tempo de apoio; Comprimento da Passada% e largura passo%= normalizado em relação à estatura; DP= desvio padrão; TO: tempo de oscilação; TA: tempo de apoio

a,b- comparação entre plano horizontal, subida e descida para grupo diparesia; A, B- comparação entre plano horizontal, subida e descida para grupo controle. Letras diferentes indicam diferença significativa entre as condições para o mesmo grupo ($p < 0,05$).

* $p < 0,05$

** variáveis com estatística não-paramétrica (Kruskal-Wallis, *p values*)

Com relação à largura do passo normalizada embora o teste ANOVA Two-Way não tenha demonstrado diferença significativa na relação plano vs grupo ($p>0,05$), quando comparados os valores entre grupos (Gráfico 2), sem considerar a condição do plano, houve diferença significativa ($p=0,004$). Tanto no plano horizontal, como na subida e na descida o grupo de crianças com diparesia apresentou sempre maior largura no passo normalizada quando comparadas às crianças do grupo controle. A inclinação da rampa não influenciou de maneira significativa essa variável e ambos os grupos mantiveram uma constância na largura do passo nas três condições.

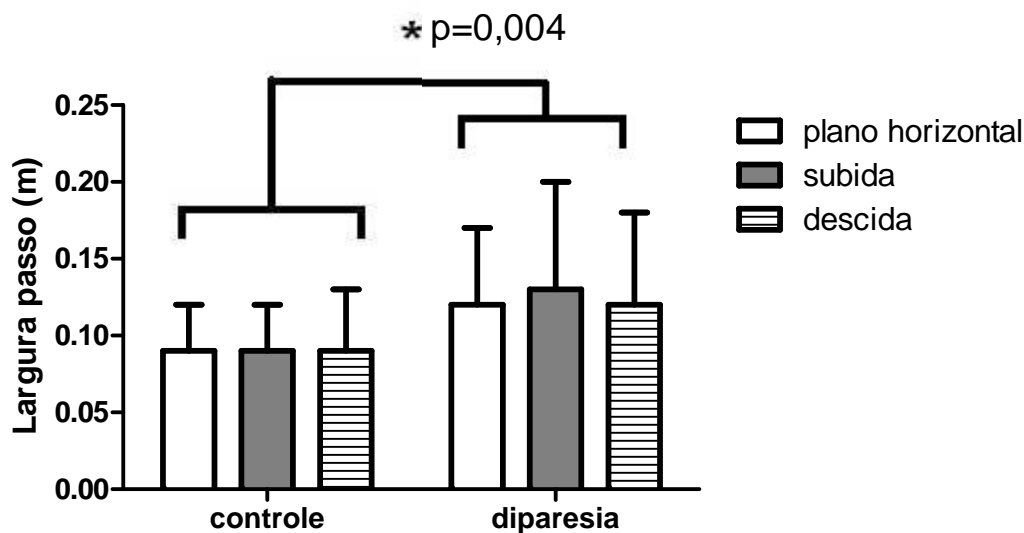


GRÁFICO 1- Valores da largura do passo (média±desvio padrão) e teste ANOVA para os grupos controle e diparesia nas 3 condições de plano (horizontal, subida e descida).

* $p<0,05$ (largura passo normalizada)

5.3.2 Variáveis Angulares

Nos Quadros 5 e 6 são apresentados os resultados das variáveis angulares.

QUADRO 5- Variáveis angulares dos membros inferiores (média±desvio padrão) da marcha de crianças com diparesia espástica e do grupo controle durante plano horizontal, subida e descida.

| | HORIZONTAL | | | SUBIDA | | | DESCIDA | | |
|-----------------------------|-------------------------|-------------------------|--------|--------------------------|-------------------------|--------|-------------------------|--------------------------|--------|
| | GD | GC | p | GD | GC | p | GD | GC | p |
| ADM Flex/Ext quadril | 41,24a ±5,99 | 42,66A ±4,17 | 0,993 | 50,85b ±6,83 | 52,08B ±2,64 | 0,996 | 30,52c ±6,53 | 37,60A ±6,13 | 0,067 |
| Máx Flex | 34,98a ±9,29 | 26,38A ±6,58 | 0,128 | 47,86b ±8,32 | 37,72B ±5,10 | 0,044* | 29,82a ±8,75 | 21,84A ±6,27 | 0,186 |
| Máx Ext** | -6,26a ±10,63 | -16,28A ±3,10 | 0,708 | -2,99a ±10,58 | -14,36A ±3,82 | 0,666 | -0,70a ±9,63 | -15,77A ±5,02 | 0,012* |
| Contato inicial | 31,94a ±9,56 | 23,64A ±6,47 | 0,161 | 44,04b ±8,44 | 35,08B ±5,33 | 0,106 | 23,75c ±8,99 | 16,43A ±5,75 | 0,277 |
| ADM Abd/Ad quadril** | 13,70a ±4,12 | 13,37A ±2,90 | 1,000 | 13,72a ±5,36 | 13,53A ±3,83 | 1,000 | 14,33a ±5,68 | 14,67A ±4,44 | 1,000 |
| Max (adução) | 9,62a ±4,22 | 8,16A ±3,56 | 0,969 | 8,47a ±4,23 | 8,84A ±4,87 | 1,000 | 9,08a ±4,41 | 9,81A ±3,63 | 0,999 |
| Mín (abdução) | -4,08a ±4,14 | -5,21A ±2,85 | 0,994 | -5,26a ±5,31 | -4,69A ±2,80 | 1,000 | -5,24a ±6,51 | -4,86A ±5,21 | 1,000 |
| ADM RE/RI quadril | 15,57a ±2,37 | 20,41A ±5,70 | 0,184 | 14,20a ±3,59 | 17,83A ±4,46 | 0,487 | 15,08a ±3,60 | 21,99A ±6,39 | 0,016* |
| Máx (RI) | 8,42a ±7,84 | 4,73A ±8,97 | 0,901 | 8,59a ±6,77 | 3,69A ±8,52 | 0,737 | 8,01a ±7,22 | 6,43A ±8,03 | 0,998 |
| Mín (RE) | -7,14a ±7,57 | -15,68A ±9,59 | 0,225 | -5,61a ±7,87 | -14,14A ±7,85 | 0,225 | -7,07a ±8,06 | -15,56A ±9,30 | 0,230 |
| ADM joelho | 36,84a ±13,07 | 53,77A ±3,43 | 0,001* | 37,85ab ±11,56 | 51,14A ±2,21 | 0,009* | 41,48b ±8,97 | 59,23A ±3,58 | 0,000* |
| Máx 2 Flex | 33,26a ±17,54 | 15,26A ±6,65 | 0,025* | 41,62a ±14,95 | 21,90A ±6,44 | 0,010* | 34,50a ±16,68 | 20,35A ±6,05 | 0,131 |
| Máx 1 Flex | 53,15a ±12,69 | 56,32A ±4,33 | 0,978 | 55,74a ±14,77 | 55,44A ±3,47 | 1,000 | 60,60a ±11,92 | 61,12A ±4,27 | 1,000 |
| Máx Ext | 16,32a ±20,70 | 2,05A ±4,47 | 0,223 | 17,89a ±20,14 | 4,30A ±4,03 | 0,271 | 19,12a ±17,09 | 1,88A ±4,35 | 0,082 |
| Contato inicial** | 26,56a ±15,74 | 3,04A ±5,09 | 0,003* | 37,68a ±14,48 | 15,69A ±5,53 | 0,297 | 23,1a ±16,17 | 5,51A ±9,67 | 0,073 |
| ADM tornozelo** | 23,86a ±5,21 | 31,93A ±8,08 | 0,401 | 24,66a ±7,17 | 33,35A ±5,02 | 0,065 | 21,69a ±5,83 | 28,44A ±11,81 | 1,000 |
| Máx flex** (dorsiflexão) | 11,64a ±7,80 | 14,24A ±7,00 | 1,000 | 14,20a ±10,05 | 14,60A ±5,86 | 1,000 | 8,72a ±8,87 | 17,96A ±11,72 | 1,000 |
| Máx ext (plantiflexão) | -12,23a ±7,36 | -17,69A ±8,02 | 0,674 | -10,46a ±11,01 | -18,75A ±8,06 | 0,230 | -12,97a ±8,69 | -10,48A ±4,99 | 0,984 |
| Contato inicial | -1,73a ±4,64 | 1,56A ±4,51 | 0,896 | 0,67a ±8,21 | 3,64A ±7,14 | 0,930 | -7,27a ±8,04 | -2,56A ±8,07 | 0,656 |
| Ângulo do pé** | 4,70a ±7,14 | 27,32 A ±6,08 | 0,008* | -2,43a ±9,63 | 22,98 A ±8,95 | 0,001* | 1,73a ±8,04 | 17,64 A ±17,77 | 0,140 |

GD: grupo diparesia; GC: grupo controle; ADM: amplitude de movimento (em graus^o); Flex: flexão; Máx: máxima; Ext: extensão; Abd: abdução; ad: adução; RI: rotação interna; RE: rotação externa a,b- comparação entre plano horizontal, subida e descida para grupo diparesia; A, B- comparação entre plano horizontal, subida e descida para grupo controle. Letras diferentes indicam diferença significativa entre as condições para o mesmo grupo ($p < 0,05$).

* $p < 0,05$

** variáveis com estatística não-paramétrica (Kruskal-Wallis, *p values*)

QUADRO 6- Variáveis angulares da pelve e tronco (média±desvio padrão) da marcha de crianças com diparesia espástica e do grupo controle durante plano horizontal, subida e descida.

| | HORIZONTAL | | | SUBIDA | | | DESCIDA | | |
|------------------------------------|-------------------------|------------------------|--------|------------------------|------------------------|--------|-------------------------|------------------------|--------|
| | GD | GC | p | GD | GC | p | GD | GC | p |
| ADM obliquidade pélvica** | 8,15a ±3,08 | 8,91A ±2,48 | 1,000 | 7,51a ±5,26 | 10,38A ±3,35 | 0,571 | 8,89a ±3,15 | 8,16A ±3,37 | 1,000 |
| Máx 1 (elevação) | 6,33a ±2,58 | 4,81A ±2,60 | 0,870 | 6,38a ±3,87 | 5,46A ±3,09 | 0,984 | 3,07a ±1,96 | 4,61A ±3,66 | 0,864 |
| Mín (queda) | -1,82a ±2,54 | -4,10A ±1,88 | 0,323 | -1,14a ±2,50 | -4,92A ±1,89 | 0,015* | -5,82b ±3,29 | -3,55A ±2,47 | 0,328 |
| ADM inclinação pélvica | 9,49a ±4,76 | 3,68A ±1,31 | 0,005* | 10,58a ±4,83 | 5,06A ±1,80 | 0,009* | 7,76a ±4,20 | 6,62A ±1,63 | 0,976 |
| Máx 1 (Anterior) | 10,28a ±10,50 | 4,11A ±3,38 | 0,395 | 14,08a ±8,86 | 5,84A ±3,55 | 0,120 | -1,08b ±9,04 | 1,40A ±3,48 | 0,970 |
| Máx 2 | 10,62a ±11,15 | 4,19A ±3,21 | 0,313 | 14,35a ±7,68 | 6,29A ±3,19 | 0,113 | 0,03b ±8,44 | 0,99A ±3,40 | 1,000 |
| ADM rotação pelve** | 17,94a ±10,19 | 13,55A ±4,13 | 1,000 | 17,53a ±7,15 | 14,39A ±5,16 | 1,000 | 17,03a ±12,73 | 14,95A ±5,11 | 1,000 |
| Máx** RI | 7,89a ±8,21 | 6,47A ±5,08 | 1,000 | 7,93a ±7,41 | 6,77A ±4,56 | 1,000 | 7,58a ±9,80 | 7,49A ±4,21 | 1,000 |
| Máx RE | -10,05a ±9,78 | -7,08A ±4,15 | 0,947 | -9,60a ±8,29 | -7,61A ±3,24 | 0,991 | -9,45a ±10,13 | -7,46A ±6,15 | 0,991 |
| ADM antero-posterior tronco | 11,87a ±8,34 | 4,69A ±1,86 | 0,004* | 10,29a ±4,25 | 6,94A ±1,57 | 0,978 | 11,18a ±5,33 | 6,19A ±1,40 | 0,130 |
| Máx1 | 25,31a ±12,69 | 12,09A ±5,28 | 0,012* | 29,07a ±9,70 | 16,10A ±4,17 | 0,014* | 21,06a ±10,40 | 11,71A ±4,49 | 0,150 |
| Máx2 | 23,17a ±8,43 | 12,24A ±5,20 | 0,006* | 28,73a ±7,51 | 16,68A ±4,47 | 0,002* | 20,54a ±8,10 | 10,89A ±4,62 | 0,022* |
| Mín | 13,94ab ±7,87 | 7,96A ±4,24 | 0,284 | 19,65a ±8,80 | 10,48A ±3,81 | 0,021* | 11,21b ±6,83 | 6,04A ±3,89 | 0,442 |

GD: grupo diparesia; GC: grupo controle; ADM: amplitude de movimento (em graus^o); Flex: flexão; Máx: máxima; Mín: mínima; Ext: extensão; Abd: abdução; ad: adução; RI: rotação interna; RE: rotação externa

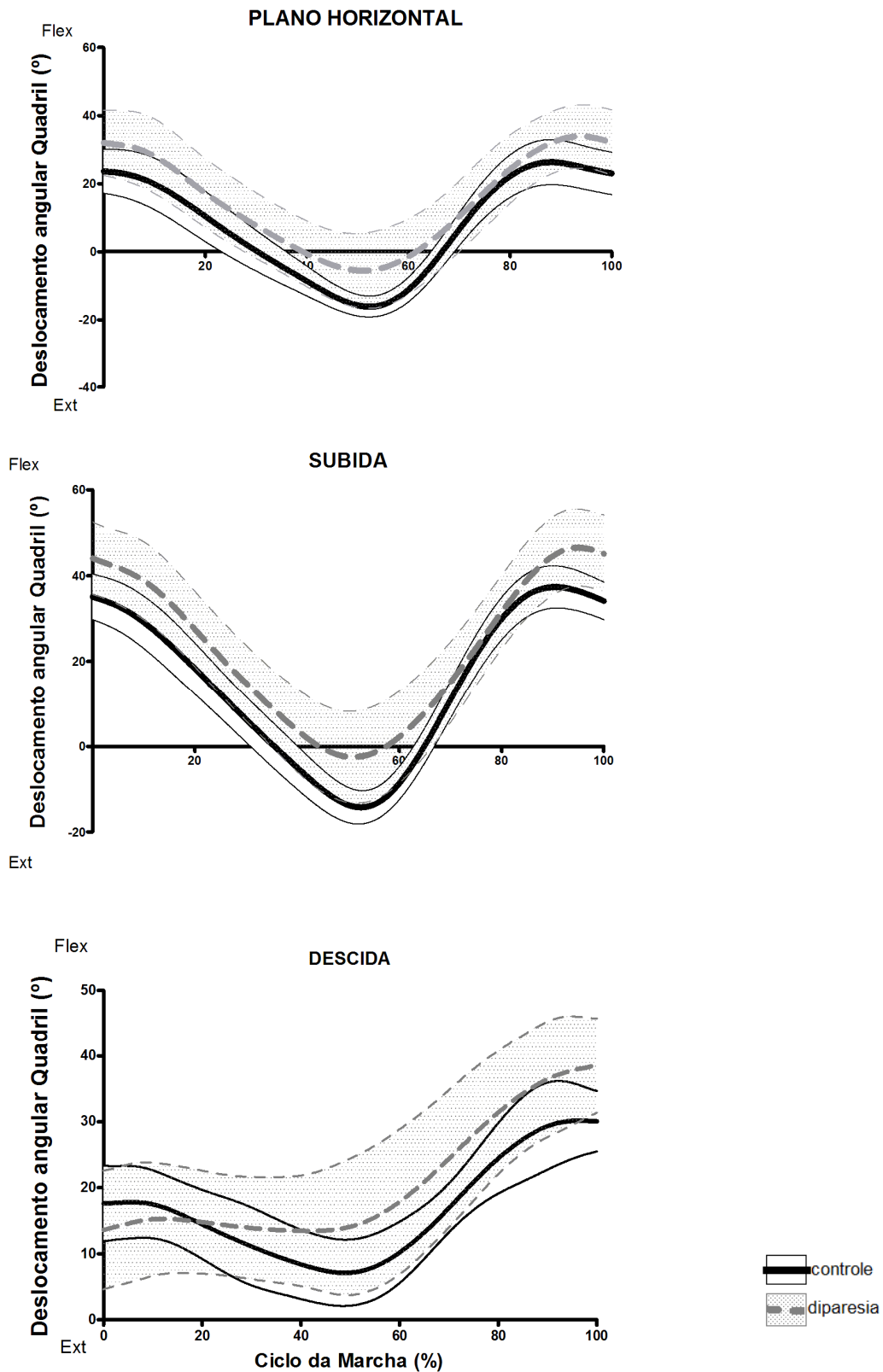
a,b- comparação entre plano horizontal, subida e descida para grupo diparesia; A, B- comparação entre plano horizontal, subida e descida para grupo controle. Letras diferentes indicam diferença significativa entre as condições para o mesmo grupo ($p < 0,05$).

* $p < 0,05$

** variáveis com estatística não-paramétrica (Kruskal-Wallis, *p values*).

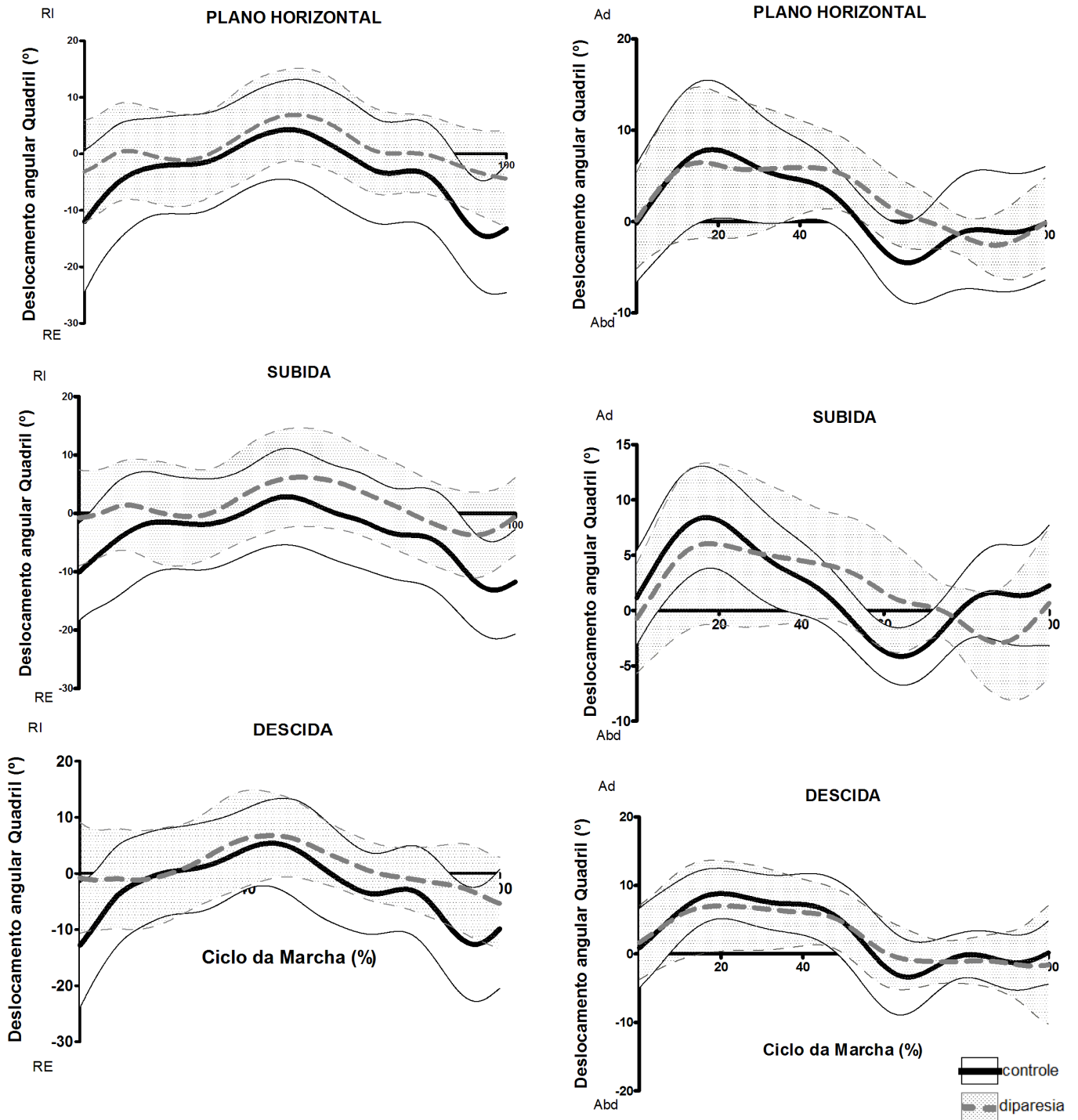
Com relação à articulação do quadril no plano sagital observou-se que a ADM de flexão e extensão sofre influência do plano e não do grupo e diferenças significativas foram evidenciadas quando comparado plano horizontal e subida. Ambos os grupos aumentam a ADM de flexo-extensão do quadril ao subir rampas. Na descida as crianças do grupo controle não diferiram de forma significativa quando comparadas aos seus valores no plano horizontal e apresentaram ADM

significativamente menor quando comparadas à subida e às crianças do grupo controle. O pico de flexão do quadril não apresentou diferença entre os grupos no plano horizontal nem na descida. Houve diferença entre os grupos durante a subida. Ambos os grupos aumentam significativamente a flexão máxima na subida, sendo que o pico de flexão alcançado pelas crianças com diparesia é maior do que o grupo controle. Com relação ao pico de extensão houve diferença entre os grupos ($p < 0,005$) sem considerar os planos e crianças com diparesia fazem menor extensão de quadril ($-6,22 \pm 10,63$) que crianças do grupo controle ($-16,28 \pm 3,10$) nas 3 condições embora o valor de p do post hoc tenha evidenciado diferença significativa entre os grupos apenas na descida ($-0,70 \pm 9,63$ vs $-15,77 \pm 5,02$). No momento do contato inicial ambos os grupos aumentam a flexão do quadril na subida e diminuem na descida sendo que para as crianças com diparesia os valores são significativamente maiores, quando comparados os grupos de maneira geral, o que pode ser visualizado no Quadro 5 e Figura 14.



As linhas espessas representam os valores médios do grupo diparesia (tracejadas) e o grupo controle (contínuas). As linhas mais finas representam o desvio padrão.

FIGURA 14- Ângulos de movimento de flexão e extensão do quadril durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida.

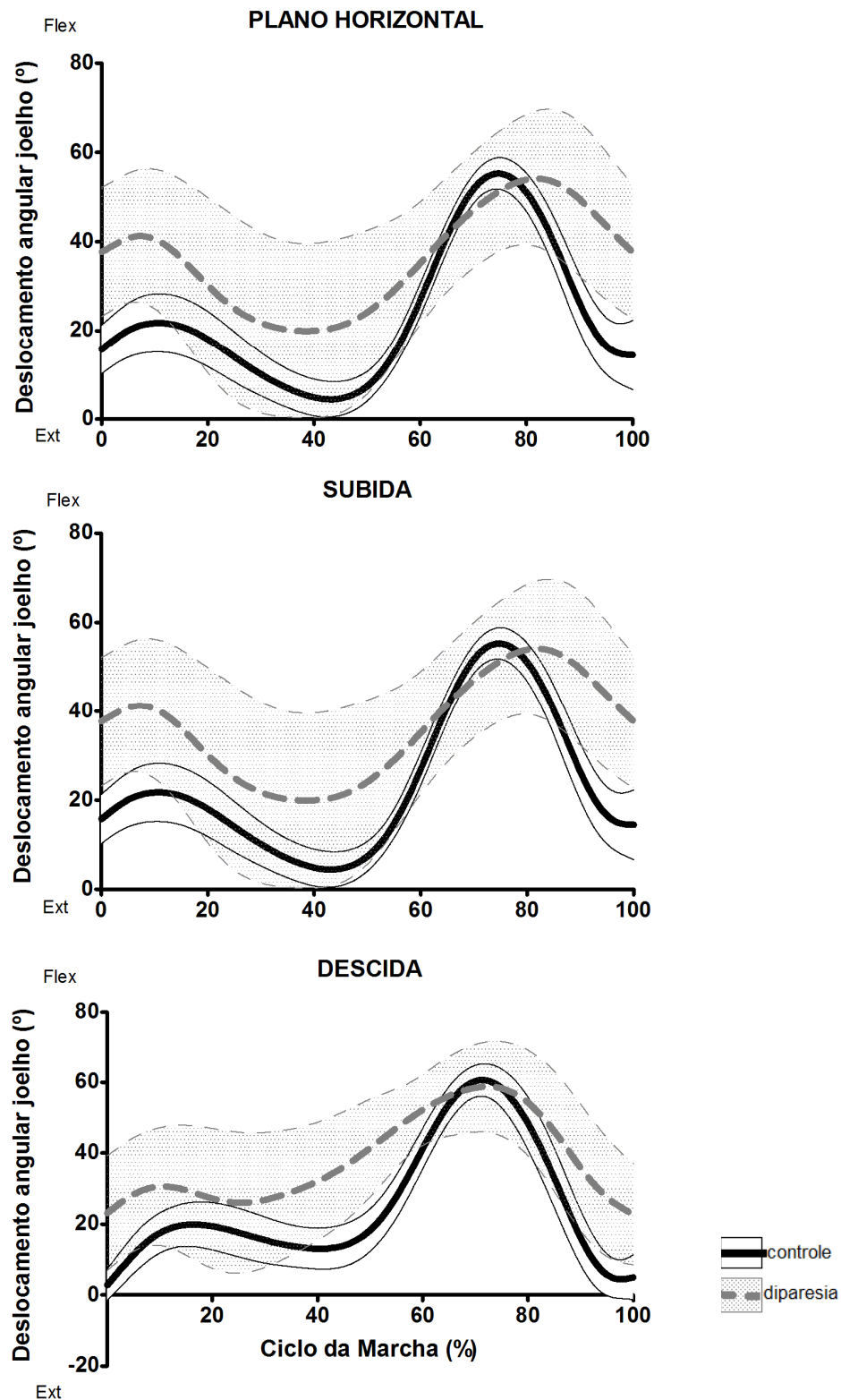


As linhas espessas representam os valores médios do grupo diparesia (tracejadas) e o grupo controle (contínuas). As linhas mais finas representam o desvio padrão.

FIGURA 15- Ângulos de movimento de rotação interna e externa e abdução e adução do quadril durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida.

No plano frontal do movimento não houve diferença entre a máxima adução ($9,62 \pm 4,22$ vs $8,12 \pm 3,56$) nem para máxima abdução ($-4,08 \pm 4,14$ vs $-5,21 \pm 2,85$) do quadril no plano horizontal e essa variável não é influenciada pela mudança da inclinação do plano. No plano transversal de movimento somente na descida os grupos foram diferentes de maneira significativa ($p < 0,05$) com relação a ADM de rotação do quadril e as crianças do grupo controle apresentam maiores amplitudes de movimento ($21,99 \pm 6,39$) do que as crianças com diparesia ($15,08 \pm 2,60$). Enquanto a máxima rotação externa foi semelhante entre os grupos, nos três planos, para a máxima rotação externa observa-se que as crianças com diparesia sempre apresentaram menores valores (ANOVA $p < 0,05$ com relação aos grupos) durante a marcha (FIGURA 15).

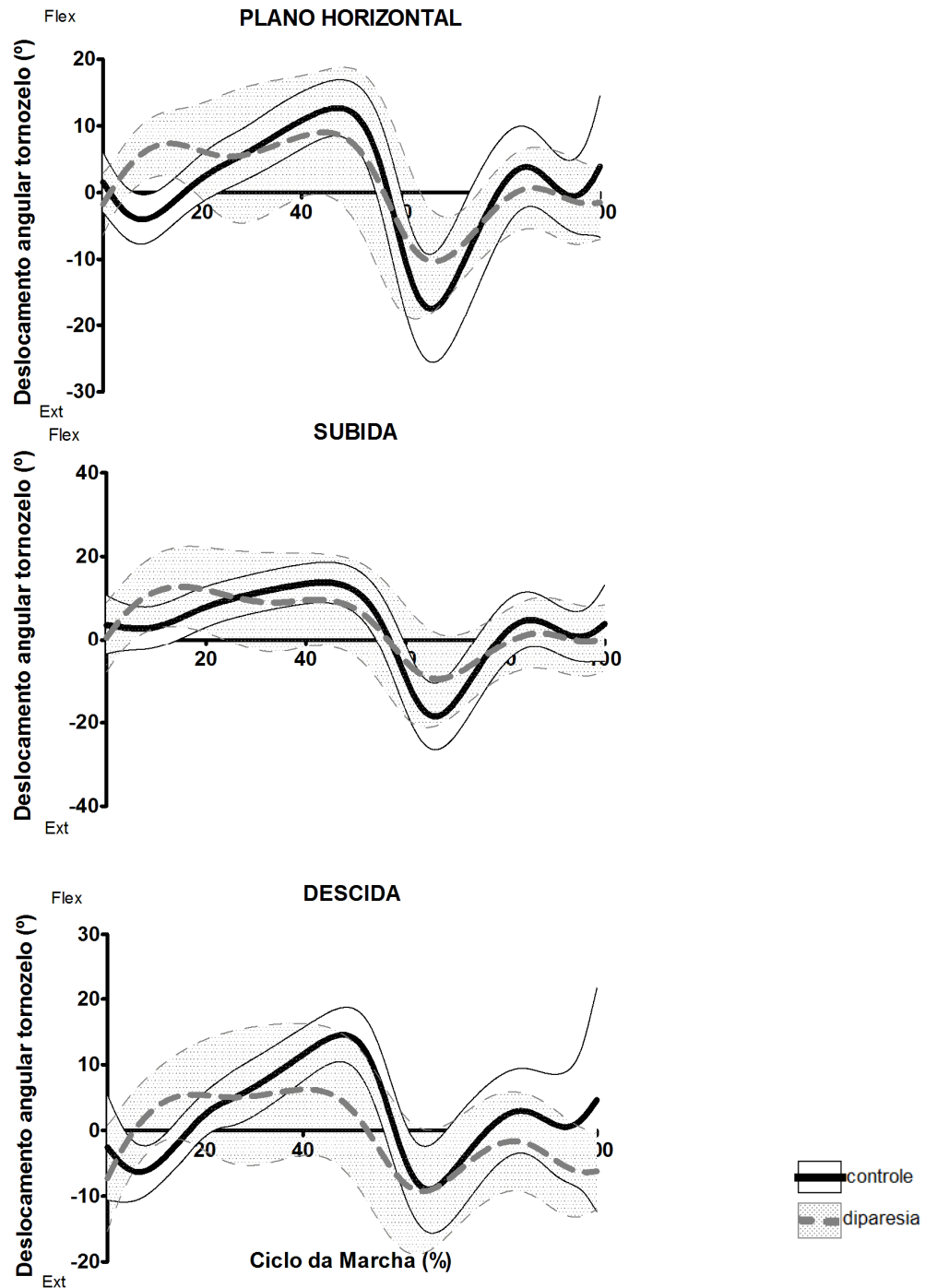
Para a ADM de flexão/extensão do joelho crianças com diparesia e controle diferiram entre si nos 3 planos. Porém numa análise para o mesmo grupo essa variável pouca altera com a mudança no plano, ou seja, a ADM de flexão/extensão do joelho é menor para as crianças com diparesia nos 3 planos. No contato inicial as crianças com diparesia apresentam maiores valores de flexão; a máxima flexão 1 do joelho que ocorre na fase de apoio não foi diferente entre os grupos. O valor da máxima flexão 2, na fase de balanço é maior para crianças com diparesia espástica no plano horizontal e na subida e apresentam menor extensão (ANOVA $p < 0,001$ para os grupos) e embora o *post hoc* não evidencie essas diferenças quando comparados grupos e planos observa-se pela Figura 16 que as crianças do grupo controle conseguem realizar o movimento de extensão ($2,05 \pm 4,47$) enquanto as diparéticas permanecem em flexão ($16,32 \pm 20,70$).



As linhas espessas representam os valores médios do grupo diparesia (tracejadas) e o grupo controle (contínuas). As linhas mais finas representam o desvio padrão.

FIGURA 16- Ângulos de movimento de flexão e extensão do joelho durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida.

Embora não sejam evidenciadas diferenças significativas com relação a ADM no contato inicial e durante o ciclo de marcha (QUADRO 5), à máxima flexão e extensão de tornozelo o comportamento motor no contato inicial das crianças com diparesia não é realizada com a dorsiflexão e sim com flexão plantar (FIGURA 17).

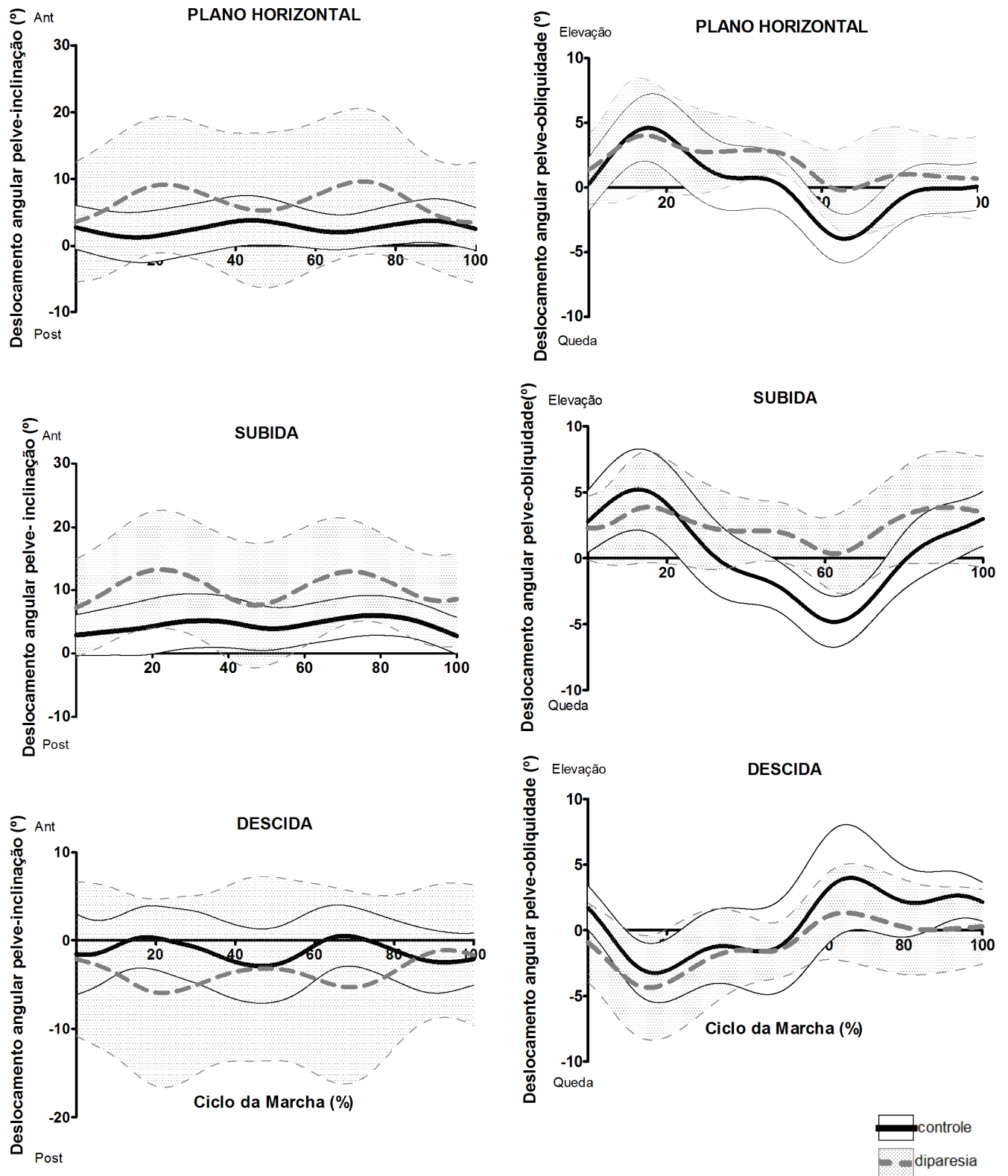


As linhas espessas representam os valores médios do grupo diparesia (tracejadas) e o grupo controle (contínuas). As linhas mais finas representam o desvio padrão.

FIGURA 17- Ângulos de movimento de flexão e extensão do tornozelo durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida.

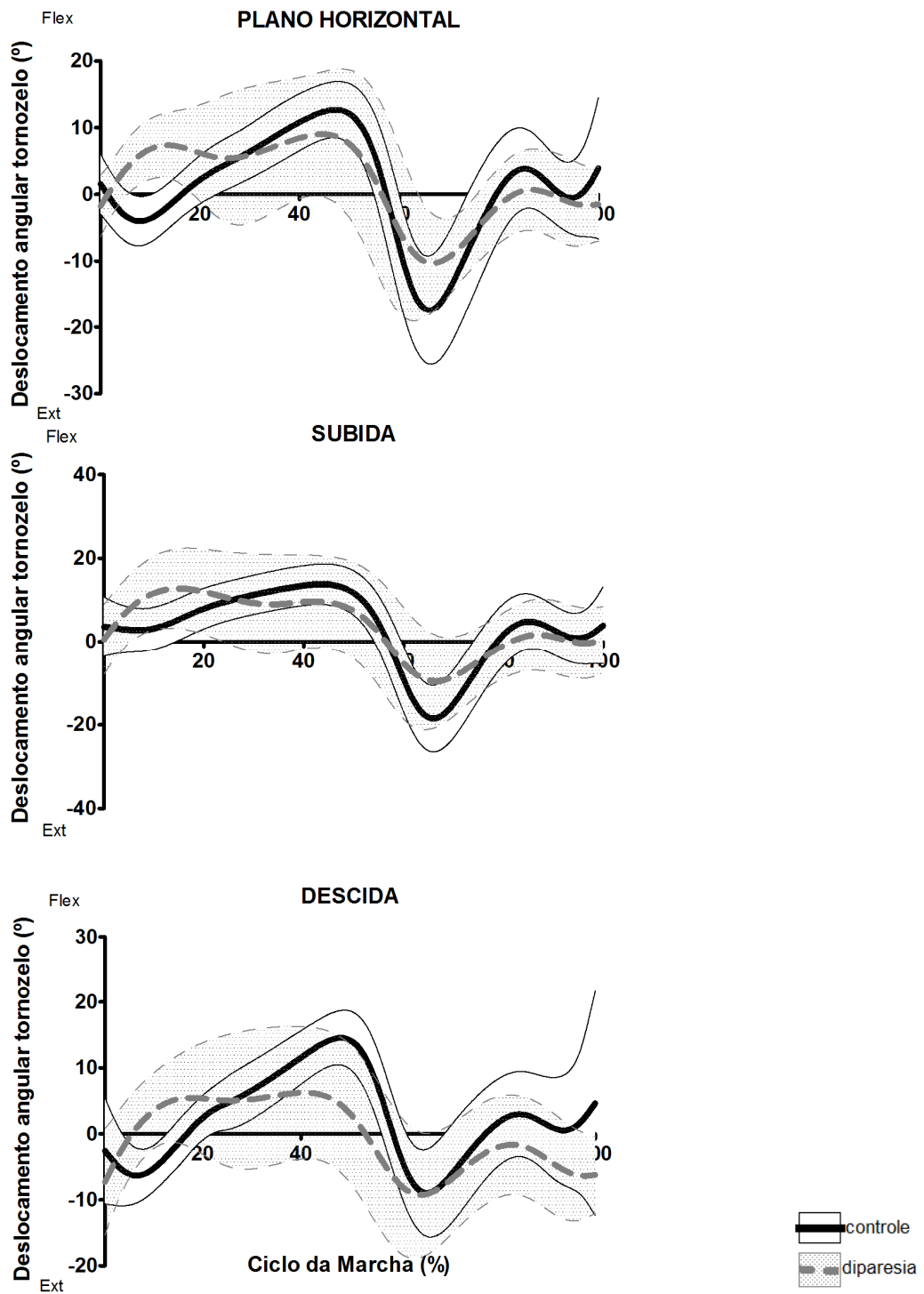
Na análise do ângulo do pé em relação a superfície uma das crianças do grupo controle foi excluída da análise por ser *outlier*. Os resultados demonstram que há diferença intergrupos e as crianças com diparesia não acomodam o pé à superfície horizontal e inclinada como fazem as crianças do grupo controle.

Houve diferença na ADM de inclinação pélvica para os grupos no plano horizontal e na subida. O plano não influenciou a variável embora observe-se na Figura 18 que as crianças com diparesia apresentam comportamento motor inverso às crianças do grupo controle. Na relação intragrupos, crianças com diparesia tiveram uma inclinação pélvica anterior (máxima 1) significativamente menor na descida quando comparado ao plano horizontal e à subida. Na máxima 2 inclinação pélvica anterior existe diferença para o grupo diparesia somente na relação plano horizontal e descida e entre subida e descida (a diferença é maior entre subida e descida). Porém os valores de máxima 2 inclinação pélvica dos diparéticos na descida são semelhantes ao grupo controle. Com relação à obliquidade pélvica só houve diferença na mínima obliquidade (queda) na comparação plano horizontal com descida e subida com descida (a diferença é maior entre subida e descida, na descida valores mais negativos). Não houve diferença entre grupos e na mudança do plano para a variável rotação pélvica (QUADRO 6 e FIGURA 19).



As linhas espessas representam os valores médios do grupo diparesia (tracejadas) e o grupo controle (contínuas). As linhas mais finas representam o desvio padrão.

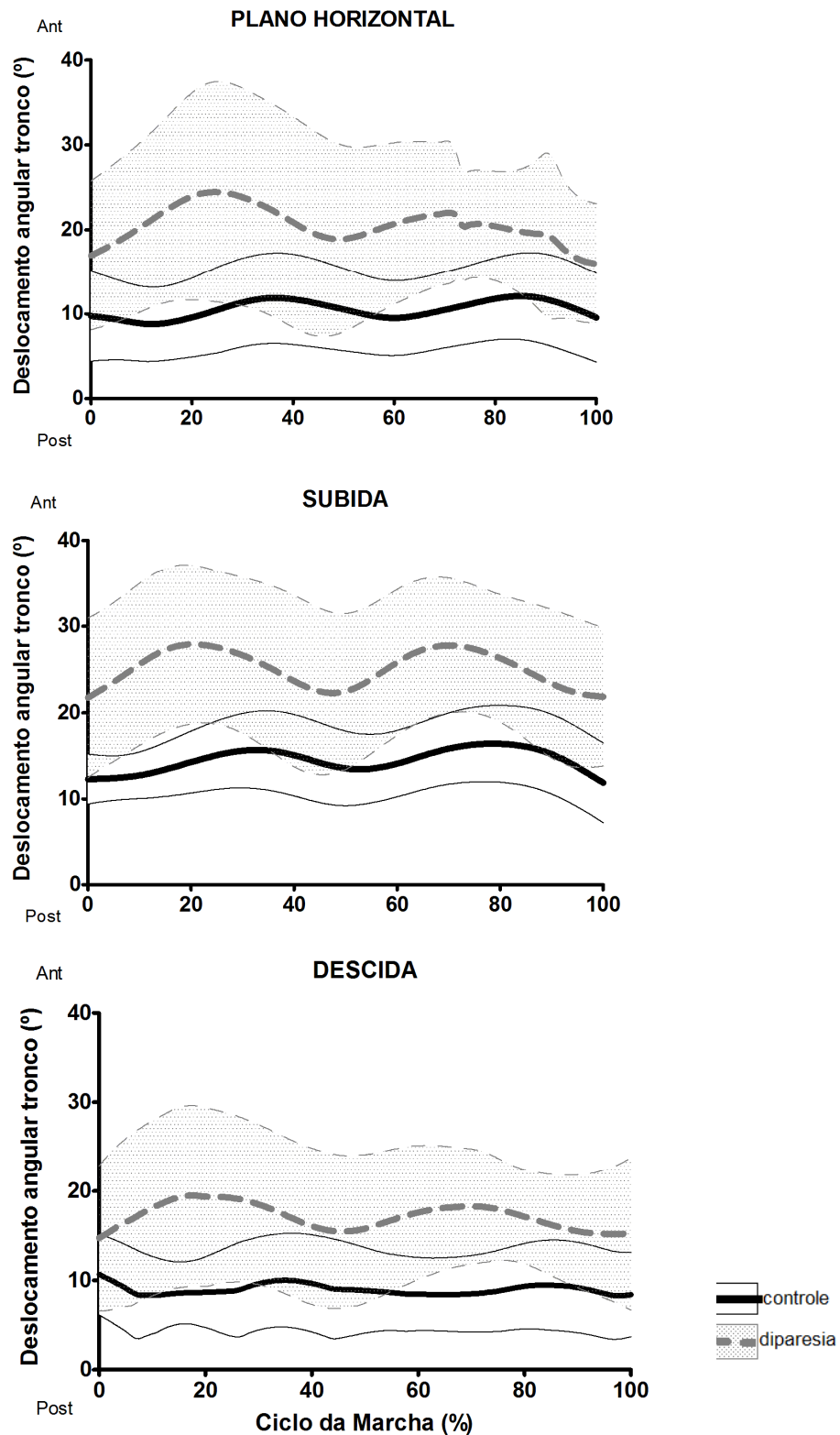
FIGURA 18- Ângulos de movimento de inclinação e obliquidade pélvica durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida.



As linhas espessas representam os valores médios do grupo diparesia (tracejadas) e o grupo controle (contínuas). As linhas mais finas representam o desvio padrão.

FIGURA 19- Ângulos de movimento de rotação pélvica durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida.

Com relação ao tronco (QUADRO 6) houve diferença entre os grupos na ADM somente no plano horizontal onde as crianças com diparesia tem uma anteriorização maior de tronco (com uma variabilidade grande). Na mudança de plano ambos os grupos se comportam de maneira semelhante. O 1º pico de inclinação anterior do tronco é diferente entre os grupos tanto na subida como na descida. As crianças com diparesia são sempre mais anteriorizadas e o plano não exerce influência. No 2º pico o grupo diparesia sempre teve mais anteriorização tronco que as crianças do grupo controle, porém na comparação intragrupos não teve diferença entre os planos. O valor mínimo foi diferente entre os grupos na subida (o grupo diparético mais anteriorizado, pois tem o valor mínimo maior que o grupo controle) e esse valor é semelhante na descida. Na comparação intragrupos somente o grupo diparesia apresentou diferença, e na relação subida com descida (os valores na subida são superiores e diferentes do grupo controle, diminuindo e ficando semelhante ao grupo controle na descida) o que pode ser visualizado na Figura 20.



As linhas espessas representam os valores médios do grupo diparesia (tracejadas) e o grupo controle (contínuas). As linhas mais finas representam o desvio padrão.

FIGURA 20- Ângulos de movimento de inclinação ântero-posterior do tronco durante um ciclo de marcha para os grupos controle e diparesia em plano horizontal, subida e descida.

Para todas as variáveis angulares analisadas observa-se através das Figuras 13 a 19 e dos valores de desvio padrão nos Quadros 4 a 6 uma variabilidade maior para o grupo de crianças com diparesia.

6 DISCUSSÃO

6.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA

As crianças do estudo apresentaram em sua avaliação física homogeneidade e distribuição normal nas suas características, o que foi possível pelo pareamento entre os voluntários avaliados entre os dois grupos (diparesia e controle).

6.1.1 Testes de Encurtamento Músculo-tendíneo

Os testes de encurtamento músculo-tendíneo foram aplicados para caracterizar os sujeitos, pois apesar de ainda serem fracas as evidências de relação entre estes testes com a função dinâmica na marcha (BELL *et al.*, 2009; DELP *et al.*, 1996) na prática clínica da reabilitação de crianças com ECNPI, esses testes são amplamente utilizados para tomada de decisões importantes relacionados à avaliação e estabelecimento de metas de tratamento (KAY *et al.*, 2004; MARKS *et al.*, 2003; BELL *et al.*, 2002). Crianças com diparesia espástica geralmente apresentam encurtamentos musculares nos membros inferiores em testes clínicos como, por exemplo, no teste de elevação da perna reta (EPR), Thomas Modificado e Duncan-Ely (BELL *et al.*, 2009; ARNOLD; ASAKAWA; DELP, 2000; KILGOUR; MCNAIR; STOTT, 2003; MARKS *et al.*, 2003). No presente estudo, os testes de encurtamento músculo-tendíneo foram analisados por fotometria como sugerem Peeler e Anderson (2008) e Sarraf, Dezan e Rodacki (2005) com o objetivo de minimizar erros e caracterizar a população de forma mais confiável e objetiva. Bartlet *et al.* (1985) questionaram a confiabilidade e reprodutibilidade de testes clínicos entre diferentes condições patológicas. Assim, antes de comparar os grupos deste estudo (controle e diparesia) foi necessário determinar a repetibilidade dos testes.

Foi encontrada boa repetibilidade entre as três tentativas para ambos os grupos (controle e diparesia) para todos os testes aplicados, o que reforça a idéia de que a fotometria pode ser empregada como instrumento para minimizar erros nas medidas de encurtamento músculo-tendíneo (PEELER; ANDERSON, 2008; SARRAF; DEZAN; RODACKI, 2005). Isso também permitiu que a comparação entre os grupos fosse possível.

Para o teste EPR as crianças do grupo controle do estudo apresentaram amplitude de movimento maior ($71,82 \pm 8,11^\circ$) aos mencionados por Carregaro, Silva e Coury (2007) e Gajdosic *et al.* (1993) que estudaram adultos jovens e relatam os valores de 53° e $62 \pm 6,7^\circ$ respectivamente para o que consideram como boa flexibilidade. A possível explicação para a diferença no valor absoluto do presente estudo com os estudos mencionados deve ser decorrente da diferença na idade não sendo reportados na literatura valores normativos e/ou de referência para população infantil com desenvolvimento típico e portanto deve-se ter cautela ao comparar os valores dos testes quando as idades são diferentes.

As crianças com diparesia apresentaram menor amplitude de movimento ($53,35 \pm 9,06$) do que o grupo controle, porém os valores referidos são maiores aos encontrados por Carregaro, Silva e Coury (2007) possivelmente porque os sujeitos assim como mencionado anteriormente apresentam idade inferior aos dos autores citados e mesmo as crianças com diparesia recebem intervenção fisioterapêutica e médica quando necessário com objetivo de aumentar as ADM. No entanto, a diferença média observada entre os grupos (18°) tem valores semelhantes aos mencionados por Carregaro, Silva e Coury (2007) entre boa flexibilidade e flexibilidade diminuída (20°). Assim as crianças com diparesia apresentam limitação ADM de flexão quadril possivelmente por encurtamento dos músculos isquiotibiais.

O teste de Thomas para flexores uniarticulares teve boa repetibilidade para ambos os grupos através da fotometria e embora não tenha sido evidenciada diferença significativa para o teste de Thomas para os flexores biarticulares entre as três tentativas pode-se observar para o grupos de crianças com diparesia uma tendência de diminuição da diferença de ADM que poderia ser justificado pela manipulação do avaliador sobre o sistema muscular dos sujeitos, já que as 3 medidas repetidas foram realizadas no mesmo dia e de forma consecutiva. No presente estudo observou-se essa tendência somente para este teste e para esse grupo.

A avaliação realizada por fotometria permitiu quantificar diferenças significativas na amplitude de movimento permitida pelos flexores biarticulares de quadril (reto femoral) entre o grupo diparesia e controle no Teste de Duncan-Ely. O teste de Thomas não possibilitou identificar tais discrepâncias sobre essa mesma musculatura. De fato, o teste de Thomas para os FQB apresentou valores de

confiabilidade com erro médio de variação de 128,57% entre as 3 medidas efetuadas no grupo controle o que dificulta estabelecer parâmetros de comparação com outros grupos.

Ao comparar os resultados obtidos entre teste Thomas para FQB e o teste de Duncan-Ely as diferenças entre os mesmos poderia ser justificada pela ação do reto femoral tanto de extensão do joelho como também auxilia na flexão de quadril quando a criança é colocada em decúbito ventral e os joelhos são fletidos no teste de Duncan-Ely, o ângulo de elevação da pelve representa o encurtamento desse músculo para o grupo de crianças com diparesia enquanto o grupo controle não apresenta encurtamento. Portanto a ação do reto femoral interferiu mais na flexão do quadril do que na extensão do joelho e pode-se assim sugerir que o teste mais indicado pra verificar esse tipo de encurtamento em crianças com diparesia é o de Duncan-Ely. Como no teste de Thomas múltiplas articulações (lombar, sacro-ilíaca, púbica, acetabular além do joelho) são envolvidas durante a manobra (ELAND *et al.*, 2002) talvez o decúbito ventral seja o que minimize fatores intervenientes das demais articulações na investigação do teste para contratura do reto femoral.

O teste de Thomas para flexores do quadril uniarticulares confirma então o encurtamento nesse padrão (em flexão) para as crianças com diparesia. Esses resultados corroboram com estudos que relatam que encurtamento muscular que leva ao padrão flexor é um achado comum em indivíduos com desordens neurológicas, principalmente em crianças com diparesia espástica (HICKS *et al.*, 2008; LEE; KERRIGAN; CROCE, 1997).

Cabe ressaltar, porém que a utilização de testes para encurtamento músculo-tendíneo não garante uma relação direta com a função dinâmica (BELL *et al.*, 2009) e assim a avaliação de marcha torna-se indispensável.

6.3 ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA

6.3.1 Variáveis Lineares Espaciais e Temporais

Ao estudar a marcha de crianças com diparesia espástica não foi observada diferença no tamanho da passada na condição de plano horizontal quando

comparadas às crianças do grupo controle, contrapondo o que fora mencionado por Carriero *et al.* (2009) ao estudar crianças com diparesia ($0,80\pm 0,26$ vs $1,16\pm 0,16$) de 6 a 13 anos provavelmente porque esses autores avaliaram crianças sem cirurgias prévias.

No presente estudo a diferença entre os grupos ocorreu somente durante a subida ($0,89\pm 0,13$ vs $1,14\pm 0,14$), provavelmente pela dificuldade imposta pela tarefa. Carriero *et al.* (2009) e Hsue, Miller e Su (2009b) também relatam que crianças com diparesia espástica apresentariam menor velocidade quando comparadas às crianças com desenvolvimento típico ($0,86\pm 0,32$ vs $1,36\pm 0,17$; $1,34\pm 0,29$ vs $1,71\pm 0,43$) e no presente estudo embora não tenham sido evidenciadas diferenças significativas no *post hoc* o teste ANOVA aponta que os grupos são diferentes, ou seja, as crianças com diparesia sempre tem menor velocidade nos 3 planos quando comparadas as crianças do grupo controle. Para Carriero *et al.* (2009) crianças com diparesia levariam mais tempo ($0,97\pm 0,14$ vs $0,86\pm 0,12$) para completar o ciclo de marcha. Apesar dos valores da velocidade ($0,97\pm 0,22$) e o tempo do ciclo de marcha ($0,98\pm 0,13$) no plano horizontal das crianças com diparesia espástica do presente estudo serem semelhantes aos valores encontrados por Carriero *et al.* (2009) diferentemente desses autores as crianças com diparesia foram semelhantes às crianças do grupo controle.

Com relação à mudança de plano embora alguns estudos relatem diminuição da velocidade na subida, com conseqüentemente diminuição da cadência, e na descida com diminuição do tamanho do passo (KAWAMURA; TOKUHIRO, TAKECHI, 1991) outros relatam que a velocidade aumentaria tanto na subida como na descida (McINTOSH *et al.*, 2006). No presente estudo, porém não houve diferença na velocidade entre os grupos (diparesia vs grupo controle) e os planos não exerceram influência sobre a velocidade da marcha não influenciando também a cadência. Como a inclinação da rampa no presente estudo foi de 7° (para garantir angulação dentro das normas de acessibilidade) e Kawamura, Tokuhiro e Takechi (1991) ao estudar adultos jovens encontraram diferenças em inclinações de 12° este pode ser o motivo dos resultados do presente estudo. Essas evidências sugerem que inclinações de 7° são adequadas para a manutenção dessas variáveis constantes e que mesmo as crianças com desordens neuromotoras como as crianças com diparesia espástica conseguem adotar estratégias para manter a

constância dessas variáveis durante a marcha.

No presente estudo não foram observadas alterações significativas na cadência e também não foram observadas diferenças na relação entre fases de apoio e oscilação na marcha nem no tempo total na inclinação de 7°, provavelmente porque conforme Kawamura, Tokuhira e Takechi (1991) relatam seriam necessárias angulações de 12° para que mudanças na diminuição da cadência durante a subida ocorressem como estratégia para manter a velocidade e sustentar o peso corpo durante a marcha e isso então promoveria um aumento da fase de apoio.

As crianças com diparesia deste estudo apresentaram tamanho da passada menor nas 3 condições (plano horizontal, subida e descida) não sendo evidenciadas diferenças conforme inclinação da rampa embora Leroux *et al.* (2002) defendam que o tamanho passada aumentaria na subida para indivíduos hígidos e Kawamura, Tokuhira e Takechi (1991) afirmem que diminuiria na descida para ajudar a estabilizar as articulações do joelho e tornozelo. O tamanho passada menor deve ser decorrente das dificuldades da tarefa funcional devido ao déficit de controle motor para o grupo diparesia e a não diferença em relação aos planos para ambos os grupos deve ser devido a inclinação de 7° pois para Kawamura, Tokuhira e Takechi (1991) as mudanças identificadas no tamanho passada foram na inclinação de 12°.

Quando analisadas as fases de apoio e balanço da marcha Leroux *et al.* (2002) assim como Kawamura, Tokuhira e Takechi (1991) observaram que em inclinações até 12° não interferem na relação entre as fases, o que vai de acordo com o presente estudo para ambos os grupos (controle e diparesia).

As crianças com diparesia tem largura passo normalizada maior que o grupo controle nas 3 condições (planos) e uma possível explicação é que essa seja uma estratégia utilizada pelas crianças com diparesia para melhorar a base de apoio já que estudos como os de Stackhouse *et al.* (2007) e Hsue, Millier e Su (2009a) relatam que essas crianças têm déficit de equilíbrio estático e dinâmico ao observar alterações significativas na direção médio-lateral do centro de pressão de crianças com diparesia. Outra possibilidade é que o aumento da largura passo para crianças com diparesia seja consequência das dificuldades no deslocamento do centro de massa já que Kerrigan, Schaufele e Wen (2002) relatam que diminuição da largura do ciclo de marcha reduz o deslocamento do centro de massa.

A mudança de inclinação de plano (horizontal, subida e descida) não influencia essa variável o que está de acordo com Kawamura, Tokuhira e Takechi

(1991) onde a largura do passo não foi diferente entre plano inclinado (3°, 6°, 9° e 12°) e plano horizontal ao estudar adultos jovens.

6.3.2 Variáveis Angulares

Ao subir plano inclinado McIntosh *et al.* (2006), Leroux *et al.* (2002) e Kawamura, Tokuhiko e Takechi (1991) relatam que indivíduos adultos e hígidos apresentam um aumento de flexão do quadril durante a marcha para ajustar o pé à inclinação do plano. Esse aumento seria evidenciado já no contato inicial e diretamente relacionado ao grau de inclinação da rampa (McINTOSH *et al.*, 2006). Essa compensação foi evidenciada no presente estudo no qual a ADM de flexão e extensão sofreu influência do plano e não do tipo de grupo (controle e diparesia) e diferenças significativas foram evidenciadas quando comparados plano horizontal e subida. Ambos os grupos aumentam a ADM de flexo-extensão do quadril ao subir o plano inclinado. Houve diferença entre os grupos durante a subida. Ambos os grupos aumentam significativamente a flexão máxima na subida, sendo que o pico de flexão alcançado pelas crianças com diparesia é maior do que o grupo controle. Com relação ao pico de extensão houve diferença entre os grupos ($p < 0,005$) sem considerar os planos e crianças com diparesia fazem menor extensão de quadril ($-6,22 \pm 10,63$) que crianças do grupo controle ($-16,28 \pm 3,10$) nas 3 condições embora o valor de p do *post hoc* tenha evidenciado diferença significativa entre os grupos apenas na descida ($-0,70 \pm 9,63$ vs $-15,77 \pm 5,02$). Essa menor extensão dinâmica do quadril provavelmente ocorra pelo encurtamento dos flexores do quadril evidenciados no teste modificado de Thomas e discutido anteriormente. No momento do contato inicial ambos os grupos aumentam a flexão do quadril na subida e diminuem na descida sendo que para as crianças com diparesia os valores são significativamente maiores (quando comparados os grupos de maneira geral) confirmando o padrão flexor dessas crianças citado por Carriero *et al.*, 2009; Hicks *et al.*, 2008).

No plano frontal do movimento não houve diferença entre a máxima adução ($9,62 \pm 4,22$ vs $8,12 \pm 3,56$) nem para máxima abdução ($-4,08 \pm 4,14$ vs $-5,21 \pm 2,85$) do quadril no plano horizontal entre os grupos e essa variável não é influenciada pela mudança da inclinação do plano. No estudo de Carriero *et al.* (2009) em plano

horizontal as crianças com desenvolvimento típico vs diparéticos apresentaram máxima adução ($7,63 \pm 2,67$ vs $10,88 \pm 3,18$) e máxima abdução ($-7,30 \pm 3,46$ vs $-2,84 \pm 5,76$) e os autores consideraram diferentes pois adotaram $p < 0,1$. Ao adotar valor de $p < 0,05$ não teria diferença entre os grupos para abdução, mas teria para a adução ($p = 0,0271$). Os dados do estudo corroboram com os de Steinwender *et al.* (2001) que afirmam que as crianças com diparesia sem marcha agachada apresentariam adução durante início apoio e abdução durante início balanço semelhantes às crianças do grupo controle. Somente no padrão de marcha agachada apresentaria instabilidade para ativar abdutores no balanço pela dificuldade controle seletivo. No presente estudo essa diferenciação com relação a classificação de marcha não foi realizada devido ao número pequeno da amostra e talvez por isso não tenham sido evidenciadas as diferenças que estes autores mencionam.

No plano transversal de movimento somente na descida os grupos foram diferentes de maneira significativa com relação a ADM de rotação do quadril e as crianças do grupo controle apresentam maiores amplitudes de movimento ($21,99 \pm 6,39$) do que as crianças com diparesia ($15,08 \pm 2,60$). Enquanto a máxima rotação externa foi semelhante entre os grupos, nos três planos pelo teste *post hoc*, observa-se que as crianças com diparesia sempre apresentaram menores valores (ANOVA $p < 0,05$ com relação aos grupos) durante a marcha. Para Carriero *et al.* (2009) crianças com diparesia teriam maior máxima rotação interna no plano horizontal ($18,91 \pm 16,29$) do que crianças com desenvolvimento típico ($9,49 \pm 4,68$) como consequente adaptação musculoesquelética porém as crianças com diparesia de seus estudos não haviam realizado cirurgias prévias, diferentemente das crianças avaliadas no presente estudo o que pode justificar as diferenças nos resultados obtidos.

Carriero *et al.* (2009) ao estudar crianças com diparesia de 6 a 13 anos sem cirurgias prévias no plano horizontal encontraram diferença significativa da ADM flexo-extensão do joelho ($41,34 \pm 20,86$) quando comparadas às crianças do grupo controle ($65,37 \pm 6,04$). Essa diferença em ADM foi semelhante ao do presente estudo ($36,83 \pm 13,07$ vs $53,77 \pm 3,43$). Para a ADM de flexão/extensão do joelho crianças com diparesia e controle diferiram entre si nos 3 planos (horizontal subida e descida). O teste de EPR demonstrou encurtamento dos músculos isquiotibiais que

podem então justificar a dificuldade de extensão de joelho das crianças com diparesia. Porém numa análise para o mesmo grupo essa variável pouca altera com a mudança no plano, ou seja, a ADM de flexão/extensão do joelho é menor para as crianças com diparesia nos 3 planos (horizontal, subida e descida). Assim pode-se dizer que a ADM de flexo-extensão do joelho sofreu influência do grupo e não da inclinação do plano.

No contato inicial em plano horizontal as crianças com diparesia apresentaram maiores valores de flexão de joelho semelhantes às crianças com diparesia avaliadas por Carriero *et al.* (2009) e Brunner *et al.* (2008). O aumento nessa variável relatada por McIntosh *et al.* (2006) para a marcha típica na mudança de plano não foi encontrada; a máxima flexão 1 do joelho que ocorre na fase de balanço não foi diferente entre os grupos diparesia e controle ($53,15 \pm 12,69$ vs $56,32 \pm 4,33$) assim como os resultados obtidos por Carriero *et al.* (2009) ($57,03 \pm 11,19$ vs $63,44 \pm 5,54$) e não foi influenciada pela mudança de plano ($p > 0,05$).

O valor da máxima flexão 2, na fase de apoio é maior para crianças com diparesia espástica no plano horizontal e na subida e apresentam menor extensão (ANOVA $p < 0,001$ para os grupos) e embora o *post hoc* não evidencie essas diferenças quando comparados grupos e planos observa-se pela Figura 16 que as crianças do grupo controle conseguem realizar o movimento de extensão ($2,05 \pm 4,47$) enquanto as diparéticas permanecem em flexão ($16,32 \pm 20,70$) evento também evidenciado no estudo de Brunner *et al.* (2008) e semelhante aos valores obtidos por Carriero *et al.* (2009) ao comparar grupo controle e diparesia ($-1,33 \pm 3,28$ vs $15,70 \pm 25,07$ com valor de $p = 0,048$).

Embora não sejam evidenciadas diferenças significativas com relação a ADM no contato inicial e durante o ciclo de marcha, à máxima flexão e extensão de tornozelo o comportamento motor no contato inicial das crianças com diparesia não é realizada com a dorsiflexão e sim com flexão plantar. Para Steinwender *et al.* (2001) crianças com diparesia apresentam grande variabilidade nos movimentos do tornozelo quando a análise é realizada pelos tipos de diparesia o que não foi realizado no presente estudo, e embora não tenham sido encontradas diferenças significativas a variabilidade de movimento da articulação do tornozelo citada por Steinwender *et al.* (2001) também foi observada (FIGURA 17). Com relação ao plano de inclinação não houve diferença inter e intragrupos. Isso corrobora com os estudos

de McIntosh *et al.* (2006) e Leroux *et al.* (2002) para os quais diferenças foram observadas em inclinações de 10°, valor superior ao do presente estudo.

Na análise do ângulo do pé em relação a superfície uma das crianças do grupo controle foi excluída da análise por ser *outlier*. Os resultados demonstram que há diferença inter e intragrupos. As crianças com diparesia não acomodam o pé à superfície como fazem as crianças do grupo controle. Embora não sejam encontrados valores na literatura para essa variável para crianças com diparesia sabe-se que o contato com a superfície geralmente é realizado em plantiflexão.

Além disso com relação a altura do pé observa-se que as crianças do grupo controle elevam mais o pé na descida que na subida e essa estratégia não é adotada pelas crianças com diparesia, e embora diferenças significativas não sejam evidenciadas para este grupo, o valor negativo de elevação do pé na subida representa que essas crianças arrastam o pé provavelmente pela limitação do tornozelo em acomodar-se à superfície.

Houve diferença na ADM de inclinação pélvica para os grupos no plano horizontal e na subida. A inclinação do plano não influenciou a variável. Carriero *et al.* (2009) avaliaram crianças diparéticas na mesma idade em plano horizontal e identificaram em seus estudos maior inclinação pélvica anterior para crianças com diparesia. Para Hicks *et al.* (2008) o aumento da inclinação seria uma compensação decorrente da diminuição da capacidade de extensão dessas crianças. McIntosh *et al.* (2006) relatam aumento inclinação pélvica anterior conforme aumenta ângulo de inclinação da rampa em indivíduos adultos jovens e para esses autores como para Leroux *et al.* (2002) isso ocorreria com forma de acompanhar o movimento e permitir o aumento da flexão quadril que coincide com apoio simples de cada lado.

A diferença entre grupos ($p < 0,05$) é confirmada pelo ANOVA também para a máxima inclinação pélvica anterior 1, ou seja, as crianças com diparesia são mais anteriorizadas que as crianças do grupo controle assim como nos estudos de Carriero *et al.* (2009) e na relação intragrupos, crianças com diparesia tiveram uma máxima 1 inclinação pélvica significativamente menor na descida quando comparado ao plano horizontal e à subida. Na máxima 2 inclinação pélvica anterior existe diferença para o grupo diparesia somente na comparação entre plano horizontal e descida e entre subida e descida (a diferença é maior entre subida e descida). Porém os valores de máxima 2 inclinação pélvica dos diparéticos na descida são semelhantes ao grupo controle. Com relação a mínima inclinação pélvica teve

diferença entre os planos somente para o grupo diparesia na comparação entre subida e descida (descida tem valores negativos).

Com relação à obliquidade pélvica só houve diferença na mínima obliquidade (queda) na comparação plano horizontal com descida e subida com descida (a diferença é maior entre subida e descida, na descida valores mais negativos). Esses achados estão de acordo com Carriero *et al.* (2009) e Steinwender *et al.* (2001) que compararam os grupos no plano horizontal. Os autores justificam esse achado pelo fato das crianças com diparesia apresentarem função semelhante entre os membros inferiores assim como as crianças com desenvolvimento típico e o aumento de obliquidade pélvica seria então utilizado como compensação para pessoas com assimetria (discrepância) no comprimento dos membros ou discrepância funcional, como no caso dos hemiplégicos.

No presente estudo não houve diferença entre os grupos diparesia e controle no plano horizontal para a rotação pélvica ($17,94 \pm 10,19$ vs $13,55 \pm 4,13$) resultado semelhante aos de Carriero *et al.* (2009) ($14,63 \pm 4,30$ vs $15,52 \pm 6,27$). O plano de inclinação também não influenciou a variável.

Com relação ao tronco houve diferença entre os grupos na ADM somente no plano horizontal onde as crianças com diparesia tem uma anteriorização maior de tronco (com uma variabilidade grande). Na mudança de plano ambos os grupos se comportam de maneira semelhante. O 1º pico de inclinação anterior do tronco é diferente entre os grupos tanto na subida como na descida. As crianças com diparesia sempre mais anteriorizadas e o plano não exerce influência diferente do que afirmam Leroux *et al.* (2002) para indivíduos adultos jovens a subida exerceria aumento anteriorização do tronco como forma compensatória à inclinação da rampa. No 2º pico o grupo diparesia sempre teve mais anteriorização tronco que as crianças do grupo controle, porém na comparação intragrupos não teve diferença entre os planos. O valor mínimo foi diferente entre os grupos na subida (o grupo diparético mais anteriorizado, pois tem o valor mínimo maior que o grupo controle) e esse valor é semelhante na descida. Na comparação intragrupos somente o grupo diparesia apresentou diferença, e na relação subida com descida (os valores na subida são superiores e diferentes do grupo controle, diminuindo os valores e ficando semelhante ao grupo controle na descida).

Ao retomar a hipótese de que os parâmetros cinemáticos da marcha seriam mais influenciados na descida do que na subida e no plano horizontal para ambos os

grupos (diparesia e desenvolvimento típico) isso foi observado somente para algumas variáveis. Para as variáveis elevação do pé do grupo controle, amplitude de movimento do quadril durante o ciclo de marcha, flexo-extensão do quadril no contato inicial, amplitude de movimento do joelho e para o 2º pico de amplitude ântero-posterior do tronco para o grupo diparesia. Assim as crianças com diparesia foram mais influenciadas pela condição da descida do que as crianças com desenvolvimento típico.

Não só os valores das amplitudes e picos de movimento fornecem informações importantes, mas também os elevados valores de desvio padrão das crianças com diparesia para todas as articulações levam a considerar uma imaturidade de movimentos para essas crianças assim como afirmam Hodapp *et al.* (2007) e Prosser *et al.* (2010) ao defenderem que uma marcha com padrões maduros de desenvolvimento tem pouca variabilidade. Para Hodapp *et al.* (2007) essa imaturidade na marcha para as crianças com diparesia seria consequência da lesão encefálica impedir a inibição tônica que ocorre com a idade em crianças com desenvolvimento típico.

Essa variabilidade, porém é observado nos três planos de movimento de forma similar, ou seja, apesar da hipótese inicial do presente estudo que a inclinação do plano exerceria maior influência para as crianças com diparesia, apesar de suas dificuldades na tarefa a inclinação do plano de 7º pouco influencia nas variáveis da marcha. Seria, portanto uma inclinação adequada para garantir a manutenção da função em ambientes que necessitem de acessibilidade.

8 CONCLUSÃO

Apesar das hipóteses de que ambos os grupos teriam suas variáveis cinemáticas influenciadas pela inclinação do plano e que as crianças com diparesia seriam mais influenciadas, para as variáveis cinemáticas lineares apenas a largura do passo foi diferente entre os grupos, sem influência do plano, o tamanho da passada foi menor para as crianças com diparesia na subida e a elevação do pé foi diferente entre os grupos apenas na descida, sendo que as crianças com diparesia demonstraram maior dificuldade em elevar o pé assim como de acomodar o pé a superfície (ângulo do pé).

Para as variáveis cinemáticas angulares observou-se que a diferença entre os grupos foi mais fortemente evidenciada que a influência do plano. Relacionados ao padrão flexor evidenciado pela fotometria para o movimento de flexão e extensão do quadril nos três planos a influência do plano evidenciada ocorreu para ambos os grupos porém com uma significativa máxima flexão de quadril maior para as crianças com diparesia na subida e menor extensão na descida. Para a flexão e extensão do joelho durante a subida foi observada uma maior dificuldade de extensão quando comparadas ao grupo controle.

Com relação a hipótese de que os parâmetros cinemáticos da marcha seriam mais influenciados na descida do que na subida e no plano horizontal para ambos os grupos (diparesia e desenvolvimento típico) isso só foi observado para as variáveis elevação do pé do grupo controle, amplitude de movimento do quadril durante o ciclo de marcha, flexo-extensão do quadril no contato inicial, amplitude de movimento do joelho e para o 2º pico de amplitude ântero-posterior do tronco para o grupo diparesia.

Isso leva a crer que em inclinações de 7º a atividade funcional da marcha para crianças com diparesia espástica com marcha independente pode ser mantida, ou seja, que apesar das limitações da criança conseguem adotar estratégias e realizar a função da marcha ao subir e descer rampas, condições estas que podem ser então considerada como acessíveis.

As contribuições principais do estudo foram em duas áreas: a social e a científica. A contribuição social pelas avaliações realizadas com as crianças e a científica pelas evidências apontadas.

9 REFERÊNCIAS

ABNT NBR 9050. 2004

ACEVEDO, J. S. Fisioterapia para crianças com Paralisia Cerebral. In: TECKILN, J. S. **Fisioterapia Pediátrica**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2002. p.98-140.

ADOLPH, K. E.; AVOLIO, A. M. Walking adapt locomotion to changing body dimensions. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**. v. 26, n.03, p.1148-1166, 2000.

ANDRADE, L. M. **Análise de Marcha**: Protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas. Dissertação (mestrado)- Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física, Caminas, São Paulo: 2002.

ARAÚJO, P. A. **Desenvolvimento, validade e confiabilidade da escala observacional de marcha para crianças com paralisia cerebral espástica**. Dissertação (mestrado) apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, Minas Gerais, 2007.

ARGYROPOULOU, M. I. Brain lesions in preterm infants: initial diagnosis and follow-up. **Pediatr. Radiol**. v.40, p.811-818, 2010.

ARNOLD, A. S.; ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G.; DELP, S. L. Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. **Journal of biomechanics**. v. 38, p. 2181-2189, 2005.

ARNOLD, A.S.; ASAKAWA, D. J.; DELP, S. L. Do the hamstrings and adductors contribute to excessive internal rotation of the hip in persons with cerebral palsy? **Gait and Posture**. v. 11, p.181–190, 2000.

ARNOLD, A. S.; DELP, S. L. Computer modeling of gait abnormalities in cerebral palsy: application to treatment planning. **Theoretical Issues in Ergonomics Science**. v. 6, n. 3–4, p.305–312, May–Aug. 2005.

BADELL-RIBERA, A. Cerebral palsy: postural-locomotor prognosis in spastic diplegia. **Arch Phys Med Rehabil**. v.66, p.614-619, 1985.

BARROS, M. V. G.; REIS, R. S. **Análise de dados em atividade física e saúde**: demonstrando a utilização do SPSS. Londrina: Midiograf, 2003.

BAX, M.; GOLDSTEIN, M.; ROSENBAUM, P.; PANETH, N. Proposed definition and classification of Cerebral Palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**. v.47, p.571-576, 2005.

BECKUNG, E.; GARISSON, G.; CARLSDOTTER, S.; UVEBRANT, P. The natural history of gross motor development in children with cerebral palsy aged 1 to 15

years. **Developmental Medicine and Child Neurology**. v. 49, p.751–756, 2007.

BELL, K. J.; ÖUNPUU, S.; DELUCA, P. A.; ROMNESS, M. J. Natural progression of gait in children with Cerebral Palsy. **Journal of Pediatric Orthopaedics**. v.22, n.05, p.677-682, 2002.

BLAIR, E.; WATSON, L. Epidemiology of Cerebral Palsy. **Seminars in Fetal and Neonatal Medicine**. v.11, p. 117-125, 2006.

BRASIL. **Ministério da Saúde**. Secretaria de Atenção à Saúde. Política Nacional de Saúde da Pessoa Portadora de Deficiência / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde – Brasília: Editora do Ministério da Saúde, 2008. 72 p. – (Série E. Legislação em Saúde).

BRASILEIRO, I. DE C.; MOREIRA, T. M. M. Prevalência de alterações funcionais corpóreas em crianças com paralisia cerebral, Fortaleza, Ceará, 2006. **Acta Fisiátrica**. v. 15, n.01, p.37-41, 2008.

BRASILEIRO, I. DE C.; MOREIRA, T. M. M.; JORGE, M. S. B., QUEIROZ, M. V. O.; MONT'ALVERNE, D. G. B. Atividades e participação de crianças com Paralisia Cerebral conforme a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde. **Rev. bras. enferm.**, Brasília, v. 62, n. 4, Aug. 2009. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-71672009000400002&lng=en&nrm=iso>. Acsso em: 07 abr. 2010.

BRUNNER, R.; DREHER, T.; ROMKES, J.; FRIGO, C. Effects of plantarflexion on pelvis and lower limb kinematics. **Gait and Posture**. v. 28, p.150-156, 2008.

BURTON, H.; DIXIT, S.; LITKOWSKI, P.; WINGERT, J. R. Functional connectivity for somatosensory and motor cortex in spastic diplegia. **Somatosens Mot Res**. v. 26, n.4, p.90-104, dez. 2009.

CAMARGOS, A. C. R.; FONTES, P. L. B.; GONTIJO, E. G.; ARAÚJO, F. M.; COTA, K. Fisioterapia associada à toxina botulínica na diplegia espástica: um relato de caso. **Fisioterapia em Movimento**. v. 20, n. 03, p. 17-24, jul./set. 2007.

CAMERON, D. M.; BOHANNON, R. W. Relationship between active knee extension and active straight leg raise test measurements. **JOSPT**. V.17, n.5, p.257-260, mai. 1993.

CARREGARO, R. L.; SILVA, L. C. C. B.; COURY, H. J. C. Comparação entre dois testes clínicos para avaliar a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa. **Rev. Bras. Fisioterapia**., São Carlos, v. 11, n. 02, p.139-145, mar./abr. 2007.

CARRIERO, A.; ZAVATSKY, A.; STEBBINS, J.; THEOLOGIS, T.; SHEFELBINE, S. J. Determination of gait patterns in children with spastic diplegic cerebral palsy using principal components. **Gait and Posture**. v.29, n.01, p. 71-75, 2008.

CARRIERO, A.; ZAVATSKY, A.; STEBBINS, J.; THEOLOGIS, T.; SHEFELBINE, S. J. Correlation between lower limb bone morphology and gait characteristics in children

with spastic diplegic Cerebral Palsy. **J Pediatr. Orthop.** v.29, n.01, jan/fev. p.73-79, 2009.

CHAGAS, P. S. C.; DEFILIPO, E. C.; LEMOS, R. A.; MANCINI, M. C.; FRÔNIO, J. S.; CARVALHO, R. M. Classificação da função motora e do desempenho funcional de crianças com paralisia cerebral. **Rev. bras. fisioter.**, São Carlos, v. 12, n. 5, Oct. 2008.

CIMOLIN, V.; GALLI, M.; CRIVELLINI, M.; ALBERTINI, G. Quantitative effects on proximal joints of botulinum toxin treatment for gastrocnemius spasticity: a 4 year-old case study. **Case Report Med.** v. 2009, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2734944/?tool=pubmed>> Acesso em: 20 jan, 2010.

CINTAS, H. L. Locomoção. . In: LONG, T. M.; CINTAS, H. L. **Manual de Fisioterapia Pediátrica.** Rio de Janeiro: Editora Revinter, 2001. p.203-226.

CRISTOPOLISKI, F.; SARRAF, T. A.; DEZAN, V. H.; PROVENSÍ, C. L. G. R.; RODACKI, A. L. F. Transient effect of flexibility exercises in the hip joint on the gait of older women. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte.** v.14, p.139-144, 2008.

CURY, V. C. R.; MANCINI, M. C.; MELO, A. P.; FONSECA, S. T.; SAMPAIO, R. F.; TIRADO, M. G. A. Efeitos do uso de órtese na mobilidade funcional de crianças com paralisia cerebral. **Rev. bras. Fisioterapia.** v. 10, n. 1, p. 67-74, 2006. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-3552006000100009&lng=en&nrm=iso>. Acesso em: 13 ago. 2008.

DeCS. Descritores em Ciência da Saúde. São Paulo: Bireme/OPAS/OMS, 1987-. Disponível em: http://decs.bvs.br/cgi-bin/wxis1660.exe/decsserver/?IscScript=../cgi-bin/decsserver/decsserver.xis&interface=language=p&previous_page=homepage&previous_task=NULL&task=start. Acesso em: 30 mai. 2010.

DOBSON, F., M. E. MORRIS, M. E.; BAKER, R.; GRAHAM, H. K. Gait classification in children with cerebral palsy: a systematic review. **Gait and Posture.** v.25, n.1, p.140-52, Jan.2007.

DODD, K. J.; TAYLOR, N. F.; GRAHAM, H. K. A randomized clinical trial of strength training in young people with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology.** v.45, p.652-657, 2003.

EEK, M. N.; BECKUNG, E. Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy. **Gait and Posture.** v. 28, p.366-371, 2008.

ELAND, D. C.; SINGLETON, T. N.; CONASTER, R. R.; HOWELL, J. N.; PHELEY, A. M.; KARLENE, M. M.; ROBINSON, J. M. The "iliacus test": new information for the evaluation of hip extension dysfunction. **JAOA** v.102, n.3, p.130-142, Mar. 2002.

FEDRIZZI, E.; INVERNO, M.; BRUZZONE, M. G.; BOTTEON, G.; SALETTI, V.; FARINOTTI, M. MRI Features of Cerebral Lesions and Cognitive Functions in

Preterm Spastic Diplegic Children. **Pediatric Neurology**. v. 15, n.03., p.207-212, oct. 1996.

FOWLER, E. G.; GOLDBERG, E. J. The effect of lower extremity selective voluntary motor control on interjoint coordination during gait in children with spastic diplegic cerebral palsy. **Gait and Posture**. v.29, p.102-107, 2009.

FRANCO, R. de L. L. **Análise Cinemática da marcha de crianças diplégicas nível I e II do GMFCS**. Dissertação (mestrado) apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, Minas Gerais, 2009. 67p.

GAJDOSIK, R. L.; RIECK, M. A.; SULLIVAN, D. K.; EIGHTMAN, S. E. Comparison of four clinical tests for assessing hamstring muscle length. **JOSPT**. v.18, n.3, p.614-618, nov. 1993.

GAMBLE, J. G.; ROSE, J. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Human Walking**. 3. ed. Philadelphia: Lippincott William e Wilkins, 2006.

GIANNI, M. A. de C. Aspectos Clínicos. In: BORGES, D.; MOURA, E. W. de; LIMA, E.; CAMPOS E SILVA, P. do A. (Coord.) **Fisioterapia: aspectos clínicos e práticos da reabilitação**. São Paulo: Artes Médicas, 2007. p.13-25.

GONÇALVES, G. de A. C. Emergência de padrões no desenvolvimento motor. In: PELLEGRINI, A. (Org.) **Coletânea de Estudos: comportamento motor I**. São Paulo: Movimento, 1997. Cap. 04, p.45-56.

GONÇALVES, G. de A. C.; GONÇALVES, A. K.; PEROTTI JÚNIOR, A. Desenvolvimento motor na Teoria dos Sistemas Dinâmicos. **Motriz**. v.01, n. 01, p.08-14, jun.1995.

GOUGH, M.; SHORTLAND, A. P. Can gait analysis guide management in children with spastic diplegia? Oral presentations. **Gait and Posture** . p.S11-S13, 2006.

GUERTIN, P. A. The mammalian central pattern generator for locomotion. **Brain Research Reviews**. v.62, p-45-56, 2009.

GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J. Neural aspects of muscle stretching. **Exerc. Sport Sci. Rev.**, v. 34, n. 4, p.154-158, 2006.

GÜNEL, K. Rehabilitation of children with cerebral palsy from a physiotherapist's perspective. **Acta Orthop Traumatol Turc**. v. 43, n. 2, p. 173-180, 2009.

HAYWOOD, K. M.; GETCHELL, N. **Desenvolvimento Motor ao longo da vida**. 3 ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2004. 344p.

HENG, C.; LEON, R. D. de. The rodent lumbar spinal cord learns to correct errors in hindlimb coordination caused by viscous force perturbations during stepping. **The Journal of Neuroscience**. v.27, n.32, p.8558-8562, ago.2007.

HICHEUR, H.; TEREKHOV, A. V.; BERTHOZ, A. Intersegmental Coordination During Human Locomotion: Does Planar Covariation of Elevation Angles Reflect Central Constraints? **J Neurophysiol.** n. 96, p.1406–1419, ju.2006.

HICKS, J. L.; SCHWARTZ, M. H.; ARNOLD, A. S.; DELP, S. L. Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single limb stance phase of gait. **J Biomech.** v.41, n5, p.960-967, 2008.

HODAPP, M.; KLISCH, C.; MALL, V.; VRY, J.; BERGER, W.; FAIST, M. Modulation of Soleus H-Reflexes During Gait in Children With Cerebral Palsy. **J Neurophysiol.** v.98, p.3262-3268, 2007.

HIGGINSON, J. S.; ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A.; BURGAR, C. G.; DELP, S. L. Effect of equinus foot placement and intrinsic muscle response on knee extension during stance. **Gait and Posture.** v.23, p. 32-36, 2006.

HOON JR, A. H.; STASHINKO, E. E.; NAGAE, L. M.; LIN, D. D. M.; KELLER, J.; BASTIAN, A.; CAMPBELL, M. L.; LEVEY, E.; MORI, S.; JOHNSTON, M. V. Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. **Developmental Medicine and Child Neurology,** v.51, p.697-704, 2009.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica: coluna e extremidades.** São Paulo: Atheneu, 2004.

HSUE, B.; MILLER, F.; SU, F. The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. **Gait and Posture.** v.29, p.465-470, 2009a.

HSUE, B.; MILLER, F.; SU, F. The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part II: Instantaneous velocity and acceleration of COM and COP and their relationship. **Gait and Posture.** v.29, p.471-476, 2009b.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. Human Locomotion. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Human Walking.** 3. ed. Philadelphia: Lippincott William e Wilkins, 2006. p.1-18.

ISRAEL, V. L.; BERTOLDI, A. L. S. **Deficiência físico-motora: interface entre educação especial e repertório funcional.** Curitiba: Ibpex, 2010.

JOHNSTON, M. V.; HOON JR, A. H. Cerebral Palsy. **NeuroMolecular Medicine.** v.08, p.435-450, 2006.

JU, Y-H.; YOU, J-Y.; CHERNG, R-J. Effect of task constraint on reaching performance in children with spastic diplegic cerebral palsy. **Research in Developmental Disabilities** v. 31, p.1076–1082, 2010.

KAWAMURA, C. M.; MORAIS FILHO, M. C.; BARRETO, M. M.; ASA, S. K. P.;

- JULIANO, Y.; NOVO, N. F. Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy. **Gait and Posture**. v.25, n.01, p.18-24, jan. 2007.
- KAWAMURA, K.; TOKUHIRO, A.; TAKECHI, H. Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure. **Acta Medica Okayama**. v.45, n.3, p.179-184, 1991.
- KAUFMAN, K. R.; SUTHERLAND, D. H. Kinematics of Normal Human Walking. . In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Human Walking**. 3. ed. Philadelphia: Lippincott William e Wilkins, 2006. p.33-52.
- KAY, R. M.; RETHLEFSEN, S. A.; KELLY, J. P.; WREN, T. A. L. Predictive value of the Duncan-Ely test in distal rectus femoris transfer. **Journal of Pediatr Orthop**. v.24, n.1, p.59-62, jan-feb. 2004.
- KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos, provas e funções**. 5. ed. São Paulo: Manole, 1995.
- KERMOIAN, R.; JOHANSON, M. E.; BUTLER, E. E.; SKINNER, S. Development of gait. . In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Human Walking**. 3. ed. Philadelphia: Lippincott William e Wilkins, 2006. p.119-130.
- KERRIGAN, D. C.; RILEY, P. O.; ROGAN, S.; BURKE, D. Compensatory advantages of toe walking. **Arch. Phys. Med. Rehabil**. v.81, p.38-44, jan.2000.
- KERRIGAN, D. C.; SCHAUFELE, M.; WEN, M. N. Análise de Marcha. In: DeLISA, J. A.; GANS, B. M. **Tratado de Reabilitação: princípios e prática**. 3 ed. São Paulo: Manole, p.177-195, 2002. 2.v. v. 01.
- KILGOUR, G.; MCNAIR, P.; STOTT, N. S. Intrarater reliability of lower limb sagittal range of motion measures in children with spastic diplegia. **Developmental Medicine and Child Neurology**. v.45, p.391-399, 2003.
- KNUDSON, D. V.; MORRISON, C. S. **Análise Qualitativa do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 2001.
- LAM, T.; ANDERSCHITZ, M.; DIETZ, V. Contribution of feedback and feedforward strategies to locomotor adaptations. **J Neurophysiol**.v. 95, p. 766–773, 2006.
- LAMONICA, D. A. C.; FERRAZ, P. M. D. P. Leucomalácia periventricular e diplegia espástica: implicações nas habilidades psicolinguísticas. **Pró-Fono R. Atual. Cient.**, Barueri, v. 19, n. 4, p. 357-362, Dec. 2007.
- LAW, L. S. H; WEBB, C. Y. W. Gait adaptation of children with cerebral palsy compared with control children when stepping over an obstacle. **Developmental Medicine and Child Neurology**. v.47, p. 321–328, 2005.
- LEE, L. W.; KERRIGAN, D. C.; CROCE, U. D. Dynamic implications of hip flexion contracturas. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**. v. 76,

p.502-508, nov/dec. 1997.

LEROUX, A.; FUNG, J.; BARBEAU, H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. **Gait and Posture**. v.15, p.64-74, 2002.

LIN, C-J.; GUO, L-Y.; SU, F-C.; CHOU, Y-L.; CHERNG, R-J. Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic Diplegia of cerebral palsy. **Gait and Posture**. v.11, n. 03, p.224-232, jun. 2000.

MAGEE, D. J. Avaliação da Postura. In: _____. **Avaliação musculoesquelética**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2002. p.723-753.

MANCINI, M. C.; FIÚZA, P. M.; REBELO, J. M.; MAGALHÃES, L. C.; COELHO, Z.A.C., PAIXÃO, M. L.; GONTIJO, A.B.; FONSECA, S. Comparação do desempenho de atividades funcionais em crianças com desenvolvimento normal e crianças com paralisia cerebral. **Arq Neuropsiquiatr**. v.60, n.2-B, p.336-452, 2002.

MANCINI, M. C.; SCHAPER, A. C. M.; FIGUEIREDO, E. M.; SAMPAIO, R. F.; COELHO, Z. A. C.; TIRADO, M. G. A. Gravidade da paralisia cerebral e desempenho funcional. **Rev. Bras. Fisioterapia**. v.8, n. 3, p.253-260, 2004.

MARKS, M. C.; ALEXANDER, J.; SUTHERLAND, D. H.; CHAMBERS, H. G. Clinical utility of the Duncan-Ely test for rectus femoris dysfunction during swing phase of gait. **Developmental Medicine and Child Neurology**. v. 45, p.763-768, 2003.

MASCARENHAS, T. **Análise das escalas desenvolvidas para avaliar a função motora de pacientes com Paralisia Cerebral**. Dissertação (mestrado) apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, São Paulo, 2008. 72p.

McDOWELL, B.; KERR, C. ; KELLY, C. ; SALAZAR, J. ; COSGROVE, A. The validity of an existing gait classification system when applied to a representative population of children with hemiplegia. **Gait and Posture**. v. 28, n. 3, P. 442-447, 2008.

McINTOSH, A. S.; BEATTY, K. T.; DWAN, L. N.; VICKERS, D. R. Gait dynamics on an inclined walkway. **Journal of Biomechanics**. v.39, p.2491-2502, 2006.

MELANDA, A. G.; KAWAMURA, C. K.; FREITAS, C. D. de; LUCARELI, P. R. G.; PINHEIRO, P. O. Laboratório de Marcha. In: BORGES, D.; MOURA, E. W. de; LIMA, E.; CAMPOS E SILVA, P. do A. (Coord.) **Fisioterapia: aspectos clínicos e práticos da reabilitação**. São Paulo: Artes Médicas, 2007. p.615-640.

MILLER, G. Paralisias Cerebrais: uma visão geral. In: MILLER, G.; CLARK, G. D. **Paralisias Cerebrais: causas, conseqüências e conduta**. São Paulo: Manole, 2002a. p. 01-39.

MILLER, S. V. Paralisia Cerebral Causada por Problemas Cerebrovasculares Perinatais. In: MILLER, G.; CLARK, G. D. **Paralisias Cerebrais: causas, conseqüências e conduta**. São Paulo: Manole, 2002b. p. 289.

MOLINARI, M. Plasticity properties of CGP circuits in humans: impact on gait recovery. **Brain Research Bulletin**. v.78, p.22-25, 2009.

MORAES, J. C. T. de B. Instrumentação para análise da biodinâmica do movimento humano. In: AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. I. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Editora Estação da Liberdade, Escola de Educação Física da USP, 2000. Capítulo 1, p.15-44.

MURATA, Y.; ITAKURA, A.; MATSUZAWA, K.; OKUMURA, A.; WAKAI, K.; MIZUTANI, S. Possible antenatal and perinatal related factors in development of cystic periventricular leukomalacia. **Brain and Development**. v.27,n. 01, p.17-21, 2005.

NEWELL, K. M.; LIU, Y.; MAYER-KRESS, G. A dynamical systems interpretation of epigenetic landscapes for infant motor development. **Infant Behavior and Development**. v.26, p.449-472, 2003.

NOBLE, J. W.; PRENTICE, S. D. Intersegmental coordination while walking up inclined surfaces: age and ramp angle effects. **Exp. Brain Res**. v.189, p.249-255, 2008.

NOVACHEK, T. F.; GAGE, J. R. Orthopedic management of spasticity in cerebral palsy. **Childs Nerv Syst**. v.23, p.1015-1031, 2007.

ODDING, E.; ROEBROECK, M. E.; STAM, H. J. The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors. **Disability and Rehabilitation**. v. 28, n.4, p. 183-191, Fev. 2006.

O'SULLIVAN, R.; WALSH, M.; KIERNAN, D.; O'BRIEN, T. The knee kinematic pattern associated with disruption of the knee extensor mechanism in ambulant patients with diplegic cerebral palsy. **Clinical Anatomy**. v.23, p.586-592, 2010.

OZU, M. H. U.; GALVÃO, M. C. dos S. Fisioterapia na Paralisia Cerebral. In: BORGES, D.; MOURA, E. W. de; LIMA, E.; CAMPOS E SILVA, P. do A. (Coord.) **Fisioterapia: aspectos clínicos e práticos da reabilitação**. São Paulo: Artes Médicas, 2007. p.27-50.

PEELER, J. D.; ANDERSON, J. E. Reliability limits of the modified thomas test for assessing rectus femoris muscle flexibility about the knee joint. **Journal of Athletic Training**. v. 43, n.5, p.470-476, 2008.

PERSCH, L. N. **Efeito do treinamento da força muscular sobre parâmetros da marcha associados ao risco de quedas em idosos**. Dissertação de Mestrado defendida como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Educação Física, no Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná. Curitiba Paraná, 2008. 133p.

PERRY, J. **Análise de Marcha: marcha normal**. São Paulo: Manole, 2005a, 3v, v.01.

PERRY, J. **Análise de Marcha: marcha patológica**. São Paulo: Manole, 2005b, 3v,

v.02.

PRENTICE, S. D.; HASLER, E. N.; GROVER, J. J.; FRANK, J. S. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. **Gait and Posture**. v. 20, p. 255–265, 2004.

PROSSER, L. A.; LAUER, R. T.; VANSANT, A. F.; BARBE, M. F.; LEE, S. C. K. Variability and symmetry of gait in early walkers with and without bilateral cerebral palsy. **Gait and Posture**. v. 31, p. 522-526, 2010.

RIBAS, D. I. R.; ISRAEL, V. L.; MANFRA, E. F.; ARAÚJO, C. C. de. Estudo Comparativo dos parâmetros angulares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre em indivíduos hígidos adultos jovens. **Rev. Bras. Med. Esporte**. v.13, n.6, p.371-375, nov/dez. 2007.

RODDA, J. M.; 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. 05), p. 98-108, 2001.

RODDA, J. M.; GRAHAM, H. K.; GALEA, M. P.; WOLFE, R. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. **J Bone Joint Surgery**. 86B, p.251-258, 2004.

ROSE, G. E.; LIGHTBODY, K. A.; FERGUSON, R. G.; WALSH, J. C.; ROBB, J. E. Natural history of flexed knee gait in diplegic cerebral palsy evaluated by gait analysis in children who have not had surgery. **Gait and Posture**. v. 31, p.351-354, 2010.

ROTTA, N. T. Paralisia cerebral, novas perspectivas terapêuticas. **Jornal de Pediatria**. v.78, (supl.1), p. S48-S54, 2002.

RUSSMAN, B. S.; ROMNESS, M. Neuroreabilitação da Criança com Paralisia Cerebral. In: MILLER, G.; CLARK, G. D. **Paralisias Cerebrais: causas, conseqüências e conduta**. São Paulo: Manole, 2002. p. 357-370.

SARRAF, T. A.; DEZAN, V. H.; RODACKI, A. L. F. Diferenças entre medidas quali e quantitativas durante testes de comprimento músculo-tendíneos dos flexores do quadril uni e biarticulares. **Rev. Bras. Fisioterapia**. v.09, n.02, p.195-202, 2005.

SARAPH, V.; ZWICK, E-B; AUNER, C.; SCHNEIDER, F.; STEINWENDER, G.; LINHART, W. Gait improvement surgery in diplegic children: how long do the improvement last? **J Pediatr Orthop**. v.25, n3, p.263-267, mai/jun. 2005.

SHEVELL, M. I.; MAJNEMER, A.; MORIN, I. Etiologic yield of cerebral palsy: a contemporary case series. **Pediatric Neurology**. v.28, n.5, p.352-360, 2003.

SHEVELL, M.; DAGENAIS, L.; HALL, N. The relationship of cerebral palsy subtype and functional motor impairment: a population-based study. **Developmental Medicine and Child Neurology**. v.51, p.872–877, 2009.

SOUZA, R. M. **O efeito agudo do alongamento na marcha das idosas**. Dissertação de Mestrado defendida como pré-requisito para a obtenção do título de

Mestre em Educação Física, no Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná. Curitiba, Paraná, 2006, 75p.

STACKHOUSE, C.; SHEWOKIS, P. A.; PIERCE, S. R.; SMITH, B.; McCARTHY, J.; TUCKER, C. Gait initiation in children with cerebral palsy. **Gait and Posture**. v.26, n.02, p.301-308, 2007.

STEELE, K. M.; SETH, A.; HICKS, J. L.; SCHWARTZ, M. S.; DELP, S. L. Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. **Journal of Biomechanics**. v. 43, p. 2099-2105, 2010.

STEINWENDER, G.; SARAPH, V.; ZWICK, E. B., STEINWENDER, C.; LINHART, W. Hip locomotion mechanisms in cerebral palsy crouch gait. **Gait and Posture**. v.13, p. 78-85, 2001.

SUTHERLAND, D. H.; DAVIDS, J. R. Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. **Clin. Orthop. and Relat. Res.** n.288, p.139-147, mar. 1993.

TANG-WAI, R.; WEBSTER, R. L.; SHEVELL, M. I. A clinical and etiologic profile of spastic diplegia. **Pediatric Neurology**. v.34, n.3, p.212-218, 2006.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K.; SILVERMAN, S. J. **Métodos de pesquisa em atividade física**. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. **Dynamics of Human Gait**. 2. ed. Cape Town, África do Sul: Kiboho Publishers, 1999.

VEDOATO, R. T.; CONDE, A. R.; PEREIRA, K. Influência da intervenção fisioterapêutica na função motora grossa de crianças com paralisia cerebral diplégica: estudo de caso. **Conscientiae Saúde**. v.07, n. 02, p. 241-250, 2008.

VOGELSTEIN, R. J.; TENORE, F.; ETIENNE-CUMMINGS, R., LEWIS, M. A.; COHEN, A. H. Dynamic control of the central pattern generator for locomotion. **Biol. Cybern.** v.95, p.555-566, 2006.

WINGERT, J. R.; SINCLAIR, R. J.; DIXIT, S.; DAMIANO, D. L.; BURTON, H. Somatosensory-evoked cortical activity in spastic diplegic cerebral palsy. **Human Brain Mapping**. 2010 [in press]

WINTER, D. A. **The Biomechanical and Motor Control of Human Gait: normal, elderly and pathological**. 2 ed. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

WOOLLACOTT, M. H.; SHUMWAY-COOK, A. Postural Dysfunction During Standing and Walking in Children with Cerebral Palsy: What Are the Underlying Problems and What New Therapies Might Improve Balance? **Neural Plasticity**. v. 12, n. 2-3, p. 211-219, 2005.

YOKOCHI, K. Gait patterns in children with spastic diplegia and periventricular leukomalacia. **Brain and Development**. v.23, p.34-37, 2001.

ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. **Gait and Posture**. v.16, p.215-232, 2002.

ZANINI, G.; CEMIN, N. F.; PERALLES, S. N. Paralisia Cerebral: causas e prevalências. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 22, n. 3, p. 375-381, jul./set. 2009.

APÊNDICE I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Seu (sua) filho (a) ou menor por quem é responsável está sendo convidado (a) para participar do estudo intitulado “ANÁLISE DA MARCHA DE CRIANÇAS COM DIPARESIA ESPÁSTICA EM PLANO INCLINADO”. É através das pesquisas clínicas que ocorrem os avanços importantes em todas as áreas, e seu consentimento para participação de seu (sua) filho (a) é fundamental.

OBJETIVO: o objetivo deste estudo é investigar como crianças com Paralisia Cerebral do tipo diparesia espástica compensam seus movimentos (análise de ângulos das articulações) ao subir e descer rampas.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA: A participação de seu (sua) filho (a) neste estudo será voluntária. Você, como responsável pelo menor tem a liberdade de recusar ou aceitar a participação, assim como de retirar seu consentimento a qualquer momento.

LOCAL DO ESTUDO: As avaliações da marcha serão realizadas no Laboratório de Biomecânica do CECOM (Centro de Estudos do Comportamento Motor), do Departamento de Educação Física da UFPR.

PROCEDIMENTOS: Primeiro você, como responsável pelo menor deverá responder um questionário com duração aproximada de 10 minutos (sobre dados de saúde e desenvolvimento motor do menor, sujeito da pesquisa), depois a criança passará por avaliações de peso, altura e da marcha em plano regular (sem inclinação) e com plano inclinado e alguns testes nos membros inferiores. Para as avaliações a criança deverá caminhar descalça, confortavelmente sobre uma passarela emborrachada, com shorts e sem camisa e/ou com top e marcadores (pequenas esferas reflexivas coladas à roupa ou sobre a pele) em alguns pontos dos membros inferiores e no tronco para orientar a análise de marcha. Essa atividade não ocasiona dor, desconforto e/ou risco à criança e tem duração aproximada de 40 minutos. Durante a avaliação da marcha o menor deverá andar naturalmente no local indicado e os marcadores captados pelas câmeras do equipamento serão a referência na análise. Será solicitado que a criança ande algumas vezes, mas a mesma poderá parar e descansar se preferir.

RISCOS E BENEFÍCIOS

Apesar das diferentes inclinações um possível risco de queda será minimizado, por meio da familiarização da atividade a ser registrada com acompanhamento do pesquisador e com uso de material emborrachado sobre a passarela e rampa. Depois de verificada compreensão da criança sobre a atividade e que a mesma apresenta marcha independente

e funcional podendo caminhar sem apoio e sem apresentar quedas será dado início aos procedimentos da pesquisa. Na coleta de dados, especificamente haverá orientação verbal aos participantes.

Como benefícios espera-se conhecer as compensações motoras dos membros inferiores e do tronco dessas crianças quando caminham em plano inclinado permitindo futuramente obter dados para adequar os objetivos de reabilitação visando melhorar essa habilidade funcional.

GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE: Você tem o compromisso dos pesquisadores de que a sua imagem e identidade serão mantidas em absoluto sigilo. A equipe de pesquisa compromete-se a manter a confidencialidade sobre os dados coletados nas avaliações aplicadas a cada participante, bem como a privacidade de seus conteúdos, como preconizam os Documentos Internacionais e a Resolução 196/96 do Ministério da Saúde e o Código Penal Brasileiro. Os resultados obtidos neste estudo serão publicados em dissertação de mestrado, eventos científicos e periódicos. As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelo grupo de pesquisa e pelas autoridades legais. No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma de códigos, para que a confidencialidade seja mantida. Nos casos de fotografias, estas somente serão realizadas e expostas com a sua autorização.

DESPESAS: Todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não serão da sua responsabilidade. Não haverá nenhum tipo de remuneração.

ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS: Qualquer dúvida poderá ser esclarecida por um dos pesquisadores que conduzem o estudo, durante o horário comercial.

TAINÁ RIBAS MÉLO
Pesquisadora Responsável
RG 8067467-8

Profa Dra VERA LÚCIA ISRAEL
Orientadora da Pesquisa
Telefone para Contato: (41) 3511- 8301.

CREFITO 8/62828-F
Telefone para Contato: (41) 9932-2600.

Email: ribasmelo@yahoo.com.br

Endereço: UFPR Setor Litoral
Rua Jaguariaíva, n °512 (gabinete 07)
Bairro: Caiobá, Matinhos-PR ,CEP 83260-000

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO DO VOLUNTÁRIO

Estão garantidas todas as informações que você queira, antes, durante e depois do estudo.

Eu, _____ responsável pelo menor _____ li o texto acima e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual o menor foi convidado a participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios do estudo e os procedimentos. Permitirei os procedimentos para ajudar no entendimento da marcha de crianças com Paralisia Cerebral do tipo diparesia espástica e estou ciente de que este estudo poderá trazer benefícios para diversas populações que enfrentam problemas de marcha, entretanto, eu e/ou o menor pelo qual sou responsável não terá nenhum benefício direto. Eu entendi que sou livre para interromper a participação do menor pelo qual sou responsável no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão. Eu entendi o que não pode ser feito durante a pesquisa e sei que qualquer problema relacionado aos procedimentos será tratado sem custos para mim. Eu concedo participação voluntária do menor acima mencionado.

Curitiba, _____ de _____ de 2010.

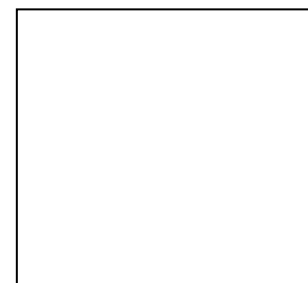
Participante (nome da criança)

Responsável legal

Grau de parentesco: _____

RG: _____

TAINÁ RIBAS MÉLO
Pesquisadora Responsável
RG 8067467-8 CREFITO 8/62828-F



Identificação Datiloscópica

Telefone para Contato: (41) 9932-2600.

Email: ribasmelo@yahoo.com.br

Endereço: UFPR Setor Litoral, Rua Jaguariaíva, n° 51 2 (gabinete 07)
 Bairro: Caiobá, Matinhos-PR, CEP 83260-000

APÊNDICE II**Ficha de Avaliação**

CÓDIGO: _____

Avaliador: _____ Data avaliação: __/__/__.

Nome: _____ DN: __/__/__. Sexo: _____.

Filiação: _____ escolaridade: _____

_____ escolaridade: _____

Ocupação pai: _____

Ocupação mãe: _____

Endereço: _____

Telefone(s): _____

Diagnóstico clínico: _____

Diagnóstico fisioterapêutico (cinético-funcional): _____

História materna e do parto

Intercorrências:

 fumo diabetes Hipertensão uso de medicamento ou droga – Qual? _____Pré natal: sim nãoParto: normal cesárea fórceps

Idade mãe: _____

Tipo sanguíneo: _____ Fator Rh: _____ (mãe)

Tipo sanguíneo: _____ Fator Rh: _____ (criança)

IG: _____ parto prematuro? sim não**Dados da criança**

Peso ao nascer: _____ Kg Peso alta: _____ Kg

E: _____ cm PC: _____ cm PT: _____ cm PA: _____ cm

Apgar 1'/5': _____

Intercorrências:

() asfixia () cianose () icterícia () fototerapia () ventilação mecânica

() refluxo gastroesofágico () outro, descrever: _____

História do Desenvolvimento Neuropsicomotor

| Marco | idade aproximada |
|---------------------------|-----------------------------------|
| () controle de cabeça | _____ |
| () rolar | _____ |
| () sentar | _____ |
| () 4 apoios | _____ |
| () engatinhar | _____ |
| () ficar de pé sem apoio | _____ |
| () andar sem apoio | _____ |
| () subir degraus | _____ () com apoio () sem apoio |
| () descer degraus | _____ () com apoio () sem apoio |
| () subir rampas | _____ () com apoio () sem apoio |
| () descer rampas | _____ () com apoio () sem apoio |

Avaliação Física

Discrepância real de MMII (da EIAS ao maléolo medial): _____ D _____ E

Medidas antropométricas:

IMC: _____

| | Nome | data: / / |
|----|--------------------------------------|-----------|
| | massa (kg) | |
| 1 | altura | |
| 2 | Marcador diâmetro joelho | 0.013 |
| 3 | Largura entre EIAS | |
| 4 | Comprimento coxa esquerda | |
| 5 | Circunferência meio da coxa esquerda | |
| 6 | Comprimento panturrilha esquerda | |
| 7 | Circunferência panturrilha esquerda | |
| 8 | Diâmetro joelho esquerdo | |
| 9 | Comprimento pé esquerdo | |
| 10 | Altura maléolo esquerdo | |
| 11 | Diâmetro maléolo esquerdo | |
| 12 | Largura pé esquerdo | |
| 13 | Comprimento coxa direita | |
| 14 | Circunferência meio da coxa direita | |
| 15 | Comprimento panturrilha direita | |
| 16 | Circunferência panturrilha direita | |
| 17 | Diâmetro joelho direito | |
| 18 | Comprimento pé direito | |
| 19 | Altura maléolo direito | |

| | | |
|----|--------------------------|--|
| 20 | Diâmetro maléolo direito | |
| 21 | Largura pé direito | |

Testes- Fotometria

| Teste | Direito | | | Esquerdo | | |
|---------------------|---------|--|--|----------|--|--|
| | | | | | | |
| Thomas Modificado | | | | | | |
| Elevação Perna Reta | | | | | | |
| Duncan-Ely | | | | | | |

Contraturas e/ou deformidades de MMII? () sim () não _____

5) Realizou fisioterapia motora?

() sim () não Há quanto tempo: _____

6) Ainda faz fisioterapia?

() sim () não Frequência: _____

7) Fez uso de toxina botulínica em MMII?

() sim () não Há quanto tempo: _____

8) Fez alguma cirurgia em MMII?

() sim () não Há quanto tempo: _____

9) Algum outro problema ortopédico?

() sim () não Qual?: _____

10) Utiliza órteses em MMII?

() sim () não Há quanto tempo: _____ Qual? _____

11) Problemas associados: () visual () mental

12) Frequenta ensino regular?

() sim () não Há quanto tempo: _____

• **Uso de medicamentos?**

() sim () não Qual: _____ horário: _____

• **Criança atende ao comando de andar sozinha? () sim () não**

Obs.: _____

APÊNDICE III

Abaixo segue modelo de marcação dos pontos utilizado no estudo (FIGURA 21), os parâmetros para medidas antropométricas dos indivíduos (FIGURA 22) e as convenções angulares adotadas (FIGURA 22).

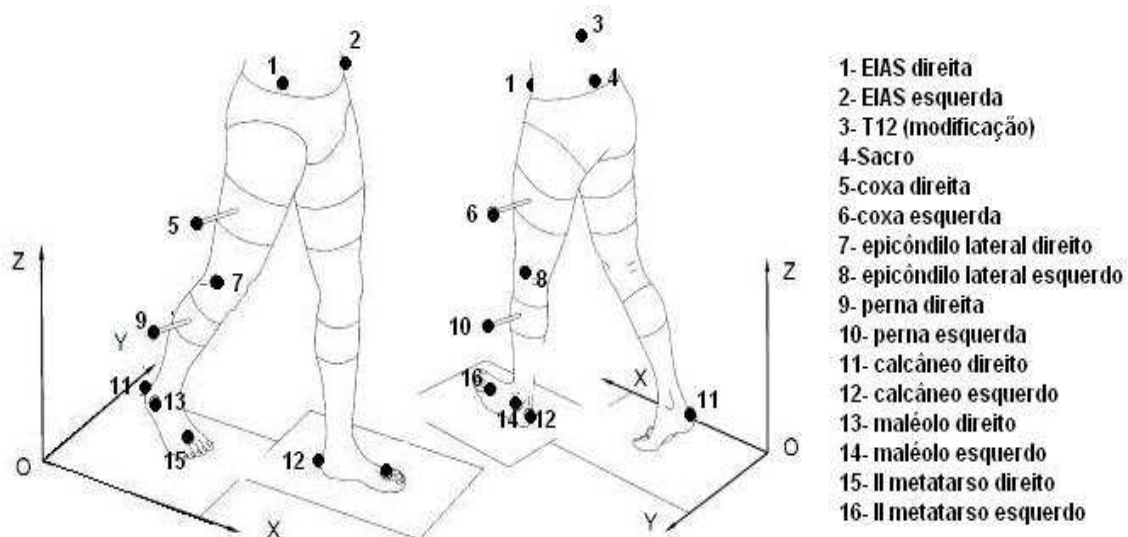


FIGURA 21- Modelo de Helen Heyes Modificado

Fonte: Adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (1999, p.23).



FIGURA 22- Medidas antropométricas

Fonte: Adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (1999, p.17).

APÊNDICE IV

Artigo submetido à revista Motriz.

Repetibilidade e comparação de testes clínicos em crianças com diparesia espástica e com desenvolvimento típico

Autores: Tainá Ribas Mélo¹
Vera Lúcia Israel²
André Luiz Félix Rodacki¹

¹ Centro de Estudos do Comportamento Motor do Programa de Pós-graduação em Educação Física da UFPR, Curitiba, PR, Brasil

² Centro de Estudos da Postura e do Movimento Humano da UFPR Setor Litoral, Matinhos, PR e Centro de Estudos do Comportamento Motor do Programa de Pós-graduação em Educação Física da UFPR, Curitiba, PR, Brasil

RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar a reprodutibilidade de três testes (elevação da perna reta, Thomas Modificado e Duncan-Ely) por fotometria em crianças com paralisia cerebral do tipo diparesia espástica e comparar os resultados com um grupo controle de crianças da mesma idade. O estudo foi composto por crianças com diparesia espástica ($n = 10$, 10.25 ± 1.76 anos, 28.95 ± 5.39 Kg; 1.34 ± 0.09 m) e por um grupo de crianças com desenvolvimento típico $n = 10$; 10.43 ± 1.86 anos, 31.50 ± 5.37 Kg; $1,40 \pm 0.12$ m). Para determinar a reprodutibilidade as crianças foram marcadas e fotografadas e remarcadas em pontos de referência por três vezes. Em seguida a média das três tentativas foi realizada para permitir comparação das amplitudes de movimento dos membros inferiores entre os grupos. No presente estudo os testes avaliados por fotometria teve boa repetibilidade para ambos os grupos e permitiu identificar diferenças significativas entre grupo controle e diparesia para teste de elevação da perna reta, Duncan-Ely e Thomas modificado para flexores uniarticulares do quadril o que o teste de Thomas para flexores biarticulares não identificou. Então para análise dos flexores biarticulares sugere-se a utilização do teste de Duncan-ely ao teste de Thomas modificado.

Palavras chaves: diparesia. Testes. repetibilidade

ABSTRACT

The aim of this study was verify the reproducibility of three tests (straight-leg raise, Thomas Modified and Duncan-Ely) by photometry in children with spastic diparetic cerebral palsy and compare the results with a control group of children the same age. The study was composed with a group of individuals from children with spastic diparetic type of CP ($n = 10$, 10.25 ± 1.76 years, 28.95 ± 5.39 Kg; $1:34 \pm 0.09$ m) and another group of children with typical development ($n = 10$; $10:43 \pm 1.86$ years, 31.50 ± 5.37 Kg; $1:40 \pm 0.12$ m). To determine reproducibility of the children were marked and photographed and removed the points and scored again following the same procedures 3 times. After the Mean of the three measures were used to determine and compare the range of motion of the lower limbs between groups. In this study the assessment made by photometry had good reproducibility between the groups for all the tests evaluated and allowed to quantify the difference between the range of motion with diparetic group and control group for the SLR test, Duncan-Ely and Thomas for single hip flexor , which the Thomas test for biarticular hip flexor (knee extensors) did not identify significant differences. So to check contracture of the rectus femoris suggests the use of the Duncan-Ely to test biarticular hip flexor and not the Thomas test.

Key words: diparetic. Tests. repeatability

INTRODUÇÃO

Testes clínicos são amplamente utilizados para avaliação, planejamento de intervenção e evolução de indivíduos com ou sem desordens neuromotoras (BARTLET et al., 1985; GAJDOSIK et al., 1993). Crianças com diparesia espástica apresentam importante comprometimento funcional de membros inferiores (LAMÔNICA; FERRAZ, 2007; TANG-WAI; WEBSTER; SHEVELL, 2006) e sua condição se altera ao longo tempo (ROSE et al., 2010). Contraturas e diminuição das amplitudes de movimento são condições comuns a muitos pacientes com esse tipo de paralisia cerebral (BRASILEIRO; MOREIRA, 2008; BARTLET et al., 1985) que repercutem na diminuição do desenvolvimento do controle postural (BADELL-RIBERA, 1985), na posição dos segmentos e alteram a capacidade de gerar torques adequados para a execução do movimento (HICKS et al., 2008; ROSE et al., 2010).

Nos testes clínicos, os resultados apontam para diagnósticos positivos e negativos (ou passou/falhou) a partir de uma análise visual ou ainda por medida de goniômetro (KILGOUR; MCNAIR; STOTT, 2003; BARTLET et al., 1985) com base no julgamento e experiência do avaliador, o que pode ocasionar diferenças intra e interavaliadores (SARRAF; DEZAN; RODACKI, 2005). O uso de testes clínicos tem natureza subjetiva e motivado estudos sobre confiabilidade e reprodutibilidade (BARTLET et

al., 1985) a fim de determinar sua aplicabilidade (GADJOSIK et al., 1993).

A utilização de fotografias tem sido utilizada como uma forma de determinar objetivamente as amplitudes articulares. Esses testes tem demonstrado boa repetibilidade para a mensuração da amplitude de movimento dos isquiotibiais (IT) no teste de Elevação da Perna Reta (EPR) e extensão de joelho quando realizados de forma ativa (Cameron e Bohannon, 1993). Outros estudos também reforçam a idéia de que instrumentos mais objetivos sejam preferidos para minimizar erros e variáveis intervenientes durante a determinação da amplitude articular (PEELER; ANDERSON, 2008; SARRAF; DEZAN; RODACKI, 2005; CARREGARO; SILVA; COURY, 2007).

Apesar das evidências de relação entre testes estáticos de amplitude articular com a real função dinâmica na marcha ainda serem fracas (BELL et al., 2009; DELP et al., 1996), os testes (objetivos e subjetivos) tem sido amplamente empregados na prática clínica dos profissionais relacionados à reabilitação de crianças com paralisia cerebral. Testes de medida de comprimento músculo-tendíneo tem sido amplamente utilizados na tomada de decisões importantes relacionados à avaliação e estabelecimento de metas de tratamento (KAY et al., 2004; MARKS et al., 2003; BELL et al., 2002). Crianças com diparesia espástica podem apresentar encurtamentos e contraturas dos membros inferiores e são geralmente avaliadas por um número de testes de amplitude articular. O teste de Elevação da Perna Reta (EPR) visa determinar o comprimento músculo-tendíneo dos IT, enquanto os testes de Thomas Modificado e Duncan-Ely objetivam analisar os músculos flexores do quadril (BELL et al., 2009; ARNOLD; ASAKAWA; DELP, 2000; KILGOUR; MCNAIR; STOTT, 2003; MARKS *et al.*, 2003).

Portanto, a determinação da repetibilidade dos testes de amplitude articular que reflitam alterações no encurtamento músculo-tendíneo de crianças com paralisia cerebral torna-se importante. Assim, o presente estudo objetivou verificar a reprodutibilidade de 3 testes (Elevação da Perna Reta, Thomas Modificado e Duncan-Ely) por fotometria em crianças com diparesia espástica. Além disso, os resultados com um grupo controle formado por crianças com a mesma idade cronológica foi realizado a fim de estabelecer parâmetros que permitissem

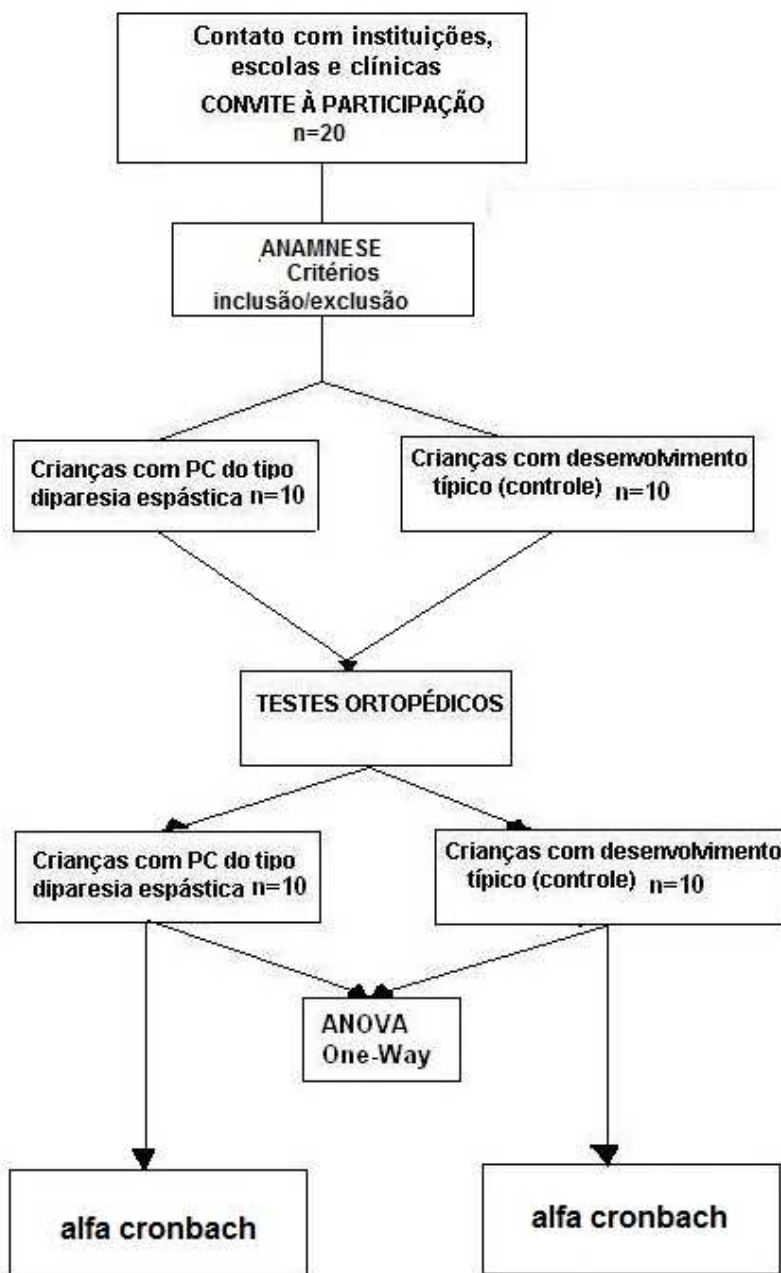
comparações com crianças com desenvolvimento típico.

METODOLOGIA

A amostra foi composta por um grupo de crianças com PC do tipo diparesia espástica (DE, n=10; 10.2±1.8 anos; 28.9±5.4 Kg; 1.30±0.09m) e um grupo de crianças com desenvolvimento típico (DT, n=10; 10.4±1.9 anos; 31.5±5.4 Kg; 1.40±0.12 m) de ambos os gêneros. Não foram encontradas diferenças na idade (p=0.87), estatura (p=0.32) e massa corporal (p=0.99) entre os grupos com DE e DT.

A composição do DT foi realizada após avaliações do grupo DE a fim de parear os grupos para idade a fim melhorar a homogeneidade entre os grupos. As crianças do DT foram recrutadas em escolas regulares, enquanto as crianças com DE foram recrutadas de instituições e/ou clínicas de atendimento a desordens neuromotoras (PC do tipo diparesia espástica). Para participar do estudo, as crianças deveriam apresentar marcha independente e compreensão de instruções verbais simples. Crianças com alteração visual de moderada a grave, deficiência mental de moderada a grave, desordens motoras (ataxia, atetose e distonia), alterações ortopédicas (ex. discrepância comprimento de membros), aplicação de toxina botulínica em membros inferiores há menos de 6 meses (PROSSER et al., 2010), aplicação de fenol com tempo inferior a 36 meses, cirurgia em membros inferiores ou tronco com tempo inferior a 1 ano (CAMARGOS et al., 2007; MCDOWELL et al., 2008). As informações foram obtidas numa entrevista com os pais imediatamente antes dos procedimentos experimentais. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Setor Ciências da Saúde/UFPR, registro CEP/SD: 936.061.10.06, CAAE: 0037.0.091.000-10. A figura 1 apresenta o delineamento do estudo.

Figura 1- Delineamento do estudo



Procedimentos

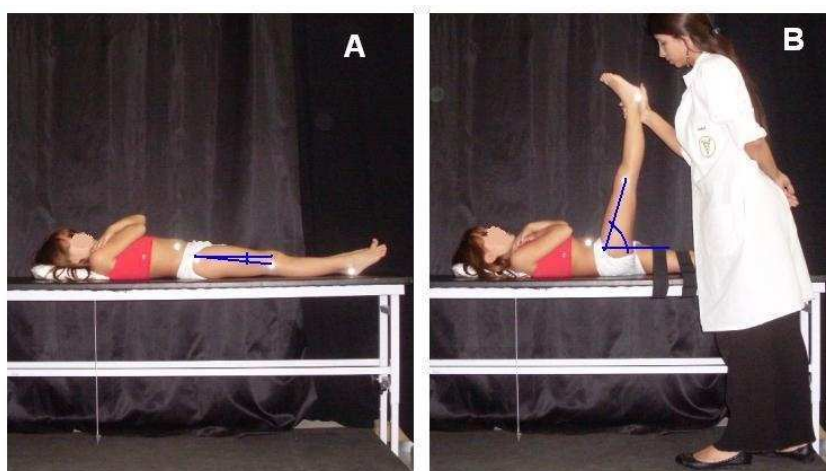
Na visita ao laboratório, após tomadas as medidas antropométricas, uma seqüência de testes para determinar a amplitude de movimento (ADM) de membros inferiores foi realizado (Elevação da Perna Reta, Thomas Modificado e teste de Duncan-Ely). Os testes foram escolhidos por serem amplamente utilizados na avaliação clínica.

A amplitude de movimento dos membros inferiores foi determinada por fotometria. No

teste de fotometria, uma câmera fotográfica digital (Samsung, 7.2 megapixels) foi posicionada sobre tripé a uma distância de 3m do plano sagital direito dos participantes, que tiveram um conjunto de marcadores (diâmetro 0,9 cm) colocados sobre pontos anatômicos relevantes.

O Teste Elevação da Perna Reta (figura 2) visa avaliar a amplitude de movimento de flexão do quadril com o joelho estendido de forma passiva a fim de observar influência dos músculos isquiotibiais biarticulares. Os participantes foram posicionados em decúbito dorsal, com os membros inferiores estendidos e coluna lombo-sacra retificada. O membro avaliado foi elevado, mantendo-se a articulação do joelho estendida e o pé relaxado até a percepção de desconforto. O membro contralateral permaneceu fixado sobre a maca por meio de uma faixa de velcro (CAMERON; BAHANNON, 1993; KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995). O teste foi realizado de forma lenta durante a elevação do segmento. Os pontos do grande trocânter (GT) e o epicôndilo lateral do fêmur (EF) permitiram definir o segmento da coxa e determinar seu ângulo em relação à horizontal (CARREGARO; SILVA; COURY, 2007). A amplitude articular foi definida pela diferença entre a posição final e inicial. A utilização desses pontos se deve ao fato das crianças do grupo com DE apresentarem limitação no teste com elevação da perna reta e impedir a determinação de um segmento retilíneo. O quadril oposto não foi estabilizado durante a elevação do segmento avaliado visto que estudos anteriores demonstraram que movimentos compensatórios ao redor do quadril não influenciam os resultados (GAJDOSIK et al., 1993).

Figura 2- Teste de Elevação da Perna Reta

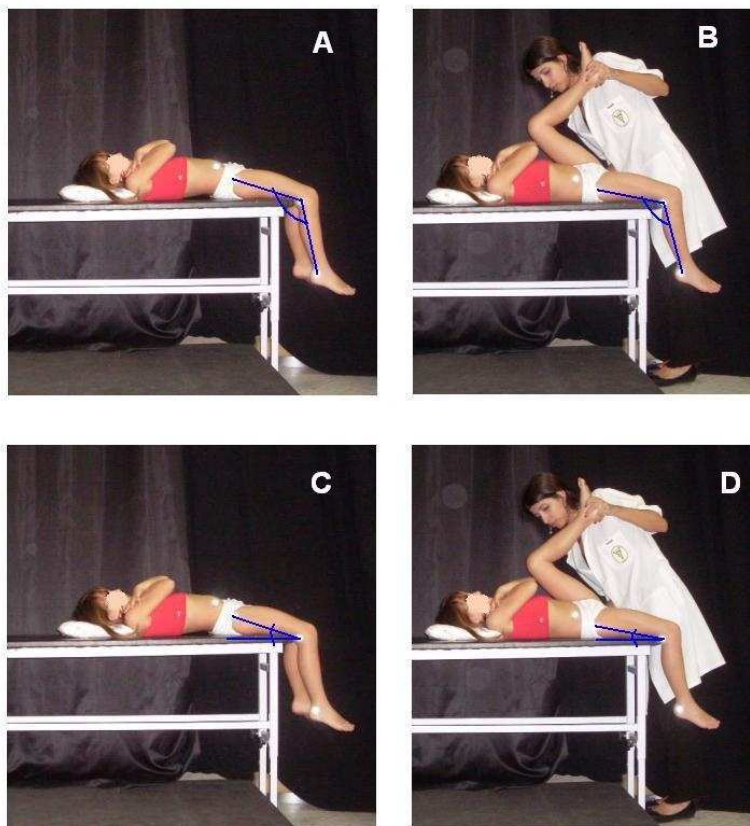


A: posição inicial; B: posição final.

O Teste Modificado de Thomas (Figura 3) objetiva avaliar amplitude de movimento

articular pela influência dos flexores uni (FQU) e biarticulares (FQB) do quadril. Os participantes foram posicionados em decúbito dorsal com a região poplíteia na borda da maca e membros inferiores pendentes. O segmento do hemitórax não avaliado foi flexionado até 125° (padronizado por goniometria) mantendo a curvatura lombar retificada sobre a superfície. O membro testado permaneceu livre e movimentos ao redor das articulações do quadril e joelho foram analisados (SARRAF; DEZAN; RODACKI, 2005; KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995). A variação entre a posição final e inicial do ângulo da coxa (GT-EL) em relação a horizontal permitiu determinar o encurtamento dos FQU (Figura 3 C e D). Os encurtamentos músculo-tendíneos dos FQB (Figura 3 A e B) foram estimados pela variação angular da articulação do joelho (posição final-inicial), que foi definido como o ângulo do formado pelos segmento da coxa e da perna. O segmento da perna foi definido como o segmento entre o EL e o maléolo lateral da tíbia (ML). Esse teste tem sido descrito como reproduzível e com baixo erro de medidas (SARRAF; DEZAN; RODACKI, 2005).

Figura 3- Teste de Thomas Modificado

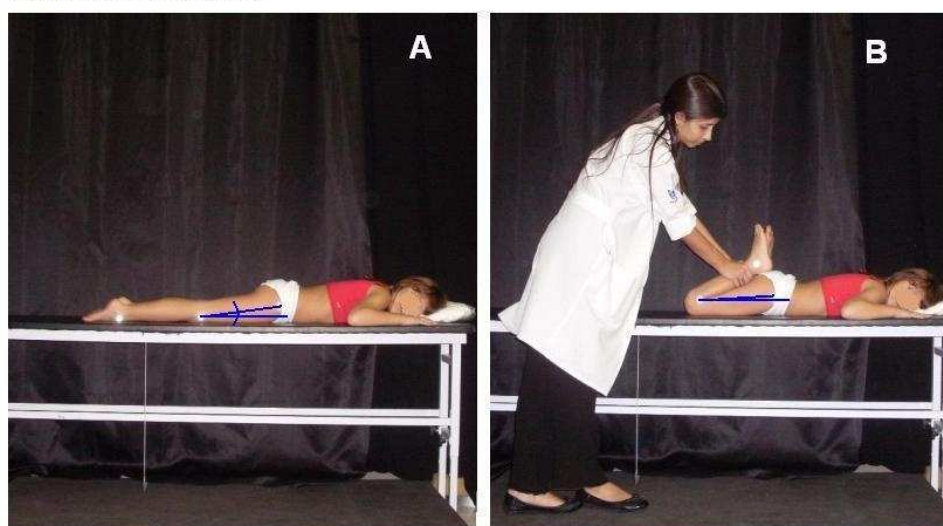


A: posição inicial (Thomas para FQB); B: posição final (Thomas para FQB);
C: posição inicial (Thomas para FQU); D: posição final (Thomas para FQU).

O Teste de Duncan-Ely (Figura 4) visa avaliar a espasticidade e a existência de

contratura do músculo reto femoral. Nesse teste, o sujeito é posicionado em decúbito ventral e o examinador realiza a flexão passiva simultânea dos joelhos. A presença de sinal positivo ocorre pela elevação lenta da pelve e sinaliza contratura do músculo reto femoral. Quando há resistência ao movimento de flexão rápida da articulação do joelho a resposta positiva indica aumento do tônus do músculo reto femoral. Nas avaliações negativas, nenhum dos sinais é evidenciado (MARKS et al., 2003). A análise fotogramétrica visou determinar o ângulo de flexão do quadril em resposta a uma flexão passiva máxima (presença de resistência percebida). Os pontos do GT, EL e ML foram usados para determinar o segmento da coxa (GT-EL) em relação á horizontal.

Figura 4- Teste de Duncan-Ely



A: posição inicial; B: posição final.

Para determinação de reprodutibilidade, os participantes foram avaliados 3 vezes consecutivas, sendo preservado um intervalo suficiente para a recolocação dos marcadores cutâneos (~12 minutos). Os registros fotográficos foram analisados posteriormente pelos procedimentos empregados por Sarraf, Dezan e Rodacki, (2005).

Os dados foram analisados por meio de estatística descritiva padrão (média e desvio padrão) e a normalidade da distribuição e a homogeneidade das variâncias foram confirmadas pelos testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. O teste t pareado foi utilizado para comparar os grupos quanto às características físicas da amostra. O teste de alfa cronbach foi empregado para verificar repetibilidade entre as 3 medidas realizadas. Uma ANOVA One-way foi usada sobre a média das

tentativas de cada teste para detectar diferenças de amplitude articular entre os grupos (DE e DT). Os testes estatísticos foram realizados no programa Statistica® (StatSoft, 7.0) com um nível de significância de $p < 0,05$.

RESULTADOS

Os testes de fotometria apresentaram confiabilidade pelo teste de alfa cronbach quando os testes foram repetidos, o que indica que as medidas obtidas não diferiram entre si, sendo possível seu agrupamento. As médias de cada tentativa nos testes de encurtamento dos grupos DE e DT encontram-se na tabela 1.

TABELA 1- Avaliação da reprodutibilidade dos testes- Amplitude de movimento (valor final-inicial) em graus ($^{\circ}$).

| TESTES | CONTROLE | | | ALFA CRONBACH | DIPAREZIA | | | ALFA CRONBACH |
|----------------|-------------------|-------------------|-------------------|------------------|-------------------|-------------------|-------------------|------------------|
| | 1 Média ±DP | 2 Média ±DP | 3 Média ±DP | | 1 Média ±DP | 2 Média ±DP | 3 Média ±DP | |
| EPR | 71.19 ±7.59 | 72.48 ±8.81 | 71.78 ±8.60 | 0.97 | 53.35 ±9.06 | 52.45 ±8.66 | 54.34 ±8.28 | 0.93 |
| Thomas FQB | -0.63 ± 6.52 | 0.68 ±5.50 | 2.05 ±6.03 | 0.87 | 4.44 ±14.82 | 4.64 ±11.95 | 1.54 ±8.77 | 0.92 |
| Thomas FQU | 9.59 ±5.97 | 8.07 ±4.15 | 8.24 ±5.07 | 0.92 | 23.38 ±9.76 | 23.77 ±10.76 | 23.82 ±9.66 | 0.98 |
| Duncan- Ely | -1.58 ±3.15 | -0.83 ±3.10 | -1.52 ±2.55 | 0.92 | 2.34 ±3.30 | 1.68 ±2.20 | 1.43 ±2.56 | 0.94 |

DP=desvio padrão; EPR= elevação da perna reta; FQB= flexores quadril biarticulares; FQU=flexores quadril uni-articulares

No presente estudo pelo teste de alfa cronbach os três testes avaliados apresentaram reprodutibilidade nas três tentativas, quando realizados pelo mesmo avaliador e por fotometria para ambos os grupos.

Quando as médias dos grupos DE e DT foi comparada, os grupos diferiram ($p < 0,05$) nos testes de EPR, Thomas FQU e Duncan-Ely. O teste de Thomas FQB não apresentou diferença entre os grupos ($p > 0,05$) Os valores dos testes encontram-se na Tabela 2.

TABELA 2- Comparação da Amplitude de movimento (valor final-inicial) em graus (°).

| Testes | CONTROLE | DIPARESIA | p |
|------------|-------------|-------------|---------|
| | Média ±DP | Média ±DP | |
| EPR | 71.82 ±8.11 | 53.38 ±8.13 | <0.001* |
| Thomas FQB | 0.70 ±5.39 | 3.54 ±11.24 | 0.481 |
| Thomas FQU | 8.63 ±4.70 | 23.66 ±9.92 | <0.001* |
| Duncan-Ely | -1.31 ±2.74 | 1.82 ±2.57 | 0.017* |

DP=desvio padrão; EPR= elevação da perna reta; FQB= flexores quadril biarticulares; FQU=flexores quadril uniarticulares
*p (valor assumindo $p<0.05$).

DISCUSSÃO

A confiabilidade e reprodutibilidade de testes clínicos entre diferentes condições patológicas tem sido questionada (Bartlet et al. 1985) e estudos que busquem revelar tais parâmetros em determinadas patologias é relevante para que os diagnósticos e tratamentos sejam específicos. No caso da diplegia, diagnósticos específicos de encurtamentos músculo tendíneos são fundamentais para determinar o sucesso das intervenções. Além disso, a reprodutibilidade de tais testes em criança precisa ser confirmada visto que as avaliações nesse tipo de população pode não apresentar resultados tão confiáveis quanto em adultos.

Os resultados dos testes de reprodutibilidade revelaram que os dados são consistentes entre as medidas realizadas em curto período.

Provavelmente, a utilização de um único experimentador tenha contribuído para a obtenção de uma boa reprodutibilidade entre as medidas realizadas em cada teste.

Para o teste EPR as crianças DT do estudo apresentaram amplitude de movimento maior ($71,82\pm 8,11^\circ$) aos mencionados por Carregaro, Silva e Coury (2007) e Gajdosic et al. (1993) que estudaram adultos jovens e relatam os valores de 53° e $62\pm 6.7^\circ$ respectivamente, para o que consideram como boa flexibilidade. A possível

explicação para a diferença no valor absoluto do presente estudo com os estudos mencionados deve ser decorrente da diferença na idade não sendo reportados na literatura valores normativos e/ou de referência para população infantil com desenvolvimento típico e portanto deve-se ter cautela a comparar os valores dos testes quando as idades são diferentes.

As crianças com DE apresentaram menor amplitude de movimento ($53,35 \pm 9,06^\circ$) do que o grupo com DT, porém os valores referidos são maiores aos encontrados por Carregaro, Silva e Coury (2007) possivelmente porque os sujeitos assim como mencionado anteriormente apresentam idade inferior aos dos autores citados e mesmo comprometimentos neurológicos recebem intervenção fisioterapêutica e médica quando necessário com objetivo de aumentar as ADM. No entanto, a diferença média observada entre os grupos diparesia e controle (18°) tem valores semelhantes aos mencionados por Carregaro, Silva e Coury (2007) entre boa flexibilidade e flexibilidade diminuída (20°). Assim pode-se considerar que as crianças com DE avaliadas apresentam limitação ADM de flexão quadril possivelmente por encurtamento dos músculos isquiotibiais.

Algumas limitações do teste já descritas por Cameron e Bohannon (1993) seriam a dificuldade de estabelecer se a limitação na amplitude de movimento ocorreria como produto de uma desordem de tecido muscular ou por motivos neurológicos, compensações em decorrência da rotação de quadril durante o teste e por ser gerado um braço de força elevado dificultando a execução do teste em pacientes com fraqueza da musculatura de flexão de quadril e do tronco. Sugerem como alternativas o uso do teste partindo de uma flexão do quadril e flexão de joelho de 90° em indivíduos que possam executar a ação de extensão do joelho de forma ativa o que no presente estudo seria difícil de realizar devido ao grau de comprometimento motor das crianças com DE. Apesar das limitações o teste EPR é amplamente utilizado como ferramenta na avaliação indireta do comprimento dos isquiotibiais (CAMERON; BOHANNON, 1993; GAJDOSIK et al., 1993).

O teste de Thomas Modificado para verificar a flexibilidade da articulação do quadril foi realizado por goniometria e pelo método passou/falhou em sujeitos saudáveis e ativos no estudo de Peeler e Anderson (2008). Esse autores encontraram moderada

confiabilidade entre examinadores pela goniometria (mesmo estabelecidos critérios previamente aos testes) e baixos índices quando utilizados o método passou/falhou, sugerindo que várias podem ser as variáveis intervenientes no teste. Os autores sugerem a utilização de fotos e/ou filmagens para minimizar estes fatores intervenientes e aumentar assim a confiabilidade. Sarraf, Dezan e Rodacki (2005) também sugerem que instrumentos ou métodos de avaliação objetivos sejam preferidos. No presente estudo o teste de Thomas para flexores uniarticulares teve boa repetibilidade para ambos os grupos através da fotometria e embora não tenha sido evidenciada diferença significativa para o teste de Thomas para os flexores biarticulares entre as três tentativas pode-se observar para o grupo de crianças com DE uma tendência de diminuição da diferença de ADM que poderia ser justificado pela manipulação do avaliador sobre o sistema muscular dos sujeitos, já que as 3 medidas repetidas foram realizadas no mesmo dia e de forma consecutiva. No presente estudo observou-se essa tendência somente para este teste e para esse grupo.

A avaliação realizada por fotometria permitiu quantificar diferenças significativas na amplitude de movimento permitida pelos flexores biarticulares de quadril (reto femoral) entre o grupo DE e DT no Teste de Duncan-Ely. O teste de Thomas não possibilitou identificar tais discrepâncias sobre essa mesma musculatura. De fato, o teste de Thomas para os FQB apresentou valores de confiabilidade com erro médio de variação de 128,57% entre as 3 medidas efetuadas no grupo DT, o que dificulta estabelecer parâmetros de comparação com outros grupos.

Ao comparar os resultados obtidos entre teste Thomas para FQB e o teste de Duncan-Ely as diferenças entre os mesmos poderia ser justificada pela ação do reto femoral tanto de extensão do joelho como também auxilia na flexão de quadril quando a criança é colocada em decúbito ventral e os joelhos são fletidos no teste de Duncan-Ely, o ângulo de elevação da pelve representa o encurtamento desse músculo para o grupo de crianças com diparesia enquanto o grupo controle não apresenta encurtamento. Portanto a ação do reto femoral interferiu mais na flexão do quadril do que na extensão do joelho e pode-se assim sugerir que o teste mais indicado pra verificar esse tipo de encurtamento em crianças com DE é o de Duncan-Ely. Como no teste de Thomas múltiplas articulações (lombar, sacro-ilíaca,

púbica, acetabular além do joelho) são envolvidas durante a manobra (ELAND et al., 2002) talvez o decúbito ventral seja o que minimize fatores intervenientes das demais articulações na investigação do teste para contratura do reto femoral.

O teste de Thomas para flexores do quadril uniarticulares confirma então o encurtamento nesse padrão (em flexão) para as crianças com diparesia. Esses resultados corroboram com estudos que relatam que encurtamento muscular que leva ao padrão flexor é um achado comum em indivíduos com desordens neurológicas, principalmente em crianças com diparesia espástica (HICKS et al., 2008; LEE; KERRIGAN; CROCE, 1997).

Em suma conclui-se que os testes de EPR, Thomas para flexores uniarticulares e Duncan-Ely apresentam boa confiabilidade e permitem comparar crianças com DT e DE, o que não é possível com o Teste de Thomas para flexores biarticulares.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao REUNI pela concessão de bolsa de mestrado.

Referências

ARNOLD, A. S.; ASAKAWA, D. J.; DELP, S. L. Do the hamstrings and adductors contribute to excessive internal rotation of the hip in persons with cerebral palsy? **Gait and Posture**. v.11, p.181-190, 2000.

BADELL-RIBERA A. Cerebral palsy: postural-locomotor prognosis in spastic diplegia. **Arch Phys Med Rehabil**. v.66, p.614-619, 1985.

BARTLET, M. D.; WOLF, L. S.; SHURTLEFF, D. B.; STAHELL, L. T. Hip flexion contractures: a comparison of measurement methods. **Arch Phys Rehabil**. n.66, p.620-625, 1985.

BRASILEIRO, I. DE C.; MOREIRA, T. M. M.. Prevalência de alterações funcionais corpóreas em crianças com paralisia cerebral, Fortaleza, Ceará, 2006. **Acta Fisiátrica**. v. 15, n.01, p.37-41, 2008.

BELL, K. J.; ÖUNPUU, S.; DELUCA, P. A.; ROMNESS, M. J. Natural progression of gait in children with Cerebral Palsy. **Journal of Pediatric Orthopaedics**. v.22, n.05, p.677-682, 2002.

CAMARGOS, A. C. R.; FONTES, P. L. B.; GONTIJO, E. G.; ARAÚJO, F. M.; COTA, K. Fisioterapia associada à toxina botulínica na diplegia espástica: um relato de caso. **Fisioterapia em Movimento**. v. 20, n. 03, p. 17-24, jul./set. 2007.

CAMERON, D. M.; BOHANNON, R. W. Relationship between active knee extension and active straight leg raise test measurements. **JOSPT**. V.17, n.5, p.257-260, mai. 1993.

CARREGARO, R. L.; SILVA, L. C. C. B.; COURY, H. J. C. Comparação entre dois testes clínicos para avaliar a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa. **Rev. Bras. Fisioterapia**., São Carlos, v. 11, n. 02, p.139-145, mar./abr. 2007.

DELP, S. L.; ARNOLD, A. S.; SPEERS, R. A.; MOORE, C. A. Hamstring and psoas lengths during normal and crouch gait: implications for muscle-tendon-surgery. **J Orthop. Res**. v.14, n1, p.144-151, 1996.

ELAND, D. C.; SINGLETON, T. N.; CONASTER, R. R.; HOWELL, J. N.; PHELEY, A. M.; KARLENE, M. M.; ROBINSON, J. M. The "iliacus test": new information for the evaluation of hip extension dysfunction. **JAOA** v.102, n.3, p.130-142, March 2002.

GAJDOSIK, R. L.; RIECK, M. A.; SULLIVAN, D. K.; EIGHTMAN, S. E. Comparison of four clinical tests for assessing hamstring muscle length. **JOSPT**. v.18, n.3, p.614-618, nov. 1993.

GIANNI, M. A. de C. Aspectos Clínicos. In: BORGES, D.; MOURA, E. W. de; LIMA, E.; CAMPOS E SILVA, P. do A. (Coord.) **Fisioterapia**: aspectos clínicos e práticos da reabilitação. São Paulo: Artes Médicas, 2007. p.13-25.

HICKS, J. L.; SCHWARTZ, M. H.; ARNOLD, A. S.; DELP, S. L. Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single limb stance phase of gait. **J Biomech**. v.41, n5, p.960-967, 2008.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica**: coluna e extremidades. São Paulo: Atheneu, 2004.

KAY, R. M.; RETHLEFSEN, S. A.; KELLY, J. P.; WREN, T. A. L. Predictive value of the Duncan-Ely test in distal rectus femoris transfer. **Journal of Pediatr Orthop**. v.24, n.1, p.59-62, jan-feb. 2004.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos, provas e funções**. 5. ed. São Paulo: Manole, 1995.

KERRIGAN, D. C.; SCHAUFLELE, M.; WEN, M. N. Análise de Marcha. In: DeLISA, J. A.; GANS, B. M. **Tratado de Reabilitação**: princípios e prática. 3 ed. São Paulo: Manole, p.177-195, 2002. 2.v. v. 01.

LAMONICA, D. A. C.; FERRAZ, P. M. D. P. Leucomalácia periventricular e diplegia espástica: implicações nas habilidades psicolinguísticas. **Pró-Fono R. Atual. Cient.**, Barueri, v. 19, n. 4, p. 357-362, Dec. 2007.

LEE, L. W.; KERRIGAN, D. C.; CROCE, U. D. Dynamic implications of hip flexion contracturas. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**. v. 76, p.502-508, nov/dec. 1997.

MARKS, M. C.; ALEXANDER, J.; SUTHERLAND, D. H.; CHAMBERS, H. G. Clinical utility of the Duncan-Ely test for rectus femoris dysfunction during swing phase of gait. **Developmental Medicine and Child Neurology**. v. 45, p.763-768, 2003.

MCDOWELL, B.; KERR, C. ; KELLY, C. ; SALAZAR, J. ; COSGROVE, A. The validity of an existing gait classification system when applied to a representative population of children with hemiplegia. **Gait and Posture**. v. 28, n. 3, P. 442-447, 2008.

MILLER, G. Paralisias Cerebrais: uma visão geral. In: MILLER, G.; CLARK, G. D. **Paralisias Cerebrais: causas, conseqüências e conduta**. São Paulo: Manole, 2002a. p. 01-39.

PEELER, J. D.; ANDERSON, J. E. Reliability limits of the modified thomas test for assessing rectus femoris muscle flexibility about the knee joint. **Journal of Athletic Training**. v. 43, n.5, p.470-476, 2008.

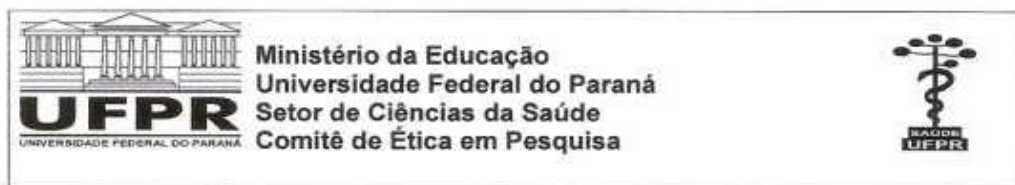
PROSSER, L. A.; LAUER, R. T.; VANSANT, A. F.; BARBE, M. F.; LEE, S. C. K. Variability and symmetry of gait in early walkers with and without bilateral cerebral palsy. **Gait and Posture**. v. 31, p. 522-526, 2010.

ROSE, G. E.; LIGHTBODY, K. A.; FERGUSON, R. G.; WALSH, J. C.; ROBB, J. E. Natural history of flexed gait in diplegic CP evaluated by gait analysis in children who have not had surgery. **Gait and posture**. v.31, p.351-353, 2010.

SARRAF, T. A.; DEZAN, V. H.; RODACKI, A. L. F. Diferenças entre medidas quali e quantitativas durante testes de comprimento músculo-tendíneos dos flexores do quadril uni e biarticulares. **Rev. Bras. Fisioterapia**. v.09, n.02, p.195-201, 2005.

TANG-WAI, R.; WEBSTER, R. L.; SHEVELL, M. I. A clinical and etiologic profile of spastic diplegia. **Pediatric Neurology**. v.34, n.3, p.212-218, 2006.

ANEXO I



Curitiba, 27 de julho de 2010.

Ilmo (a) Sr. (a)
Tainá Ribas Mélo

Nesta

Prezado (a) Pesquisador (a),

Comunicamos que o Projeto de Pesquisa intitulado “**Análise de marcha de crianças com diparesia espástica em plano inclinado**”, está de acordo com as normas éticas estabelecidas pela Resolução CNS 196/96, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde da UFPR, em reunião realizada no dia 23 de junho de 2010 e apresentou pendência(s). Pendência(s) apresentada(s), documento(s) analisado(s) e projeto **aprovado** em 27 de julho de 2010.

Registro CEP/SD: 936.061.10.06 CAAE: 0037.0.091.000-10

Conforme a Resolução CNS 196/96, solicitamos que sejam apresentados a este CEP, relatórios sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos.

Data para entrega do relatório final ou parcial: 27/12/2010.

Atenciosamente

Prof. Dra. Liliana Maria Labronici
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa
Prof. Dra. Liliana Maria Labronici
Coordenadora do Comitê de Ética
em Pesquisa - SD/UFPR

ANEXO II

Apresentação de estudo de caso de uma criança com diparesia espática assimétrica, excluída da análise do projeto da dissertação, sob a forma de painel no 26º Congresso Internacional de Educação Física, em Foz do Iguaçu.



**FÉDÉRATION INTERNATIONALE
D'ÉDUCATION PHYSIQUE**
COMITÉ LATINO AMERICANO
DELEGACIA DA FIEP NO BRASIL

Certificado

**A FEDERAÇÃO INTERNACIONAL DE EDUCAÇÃO FÍSICA
Confere o presente certificado a**

TAINÁ RIBAS MÉLO

COMO AUTOR(A) E APRESENTADOR(A) DO PÔSTER

CARACTERÍSTICAS DA MARCHA DE UMA CRIANÇA COM DIPARESIA ESPÁSTICA DURANTE A
DESCIDA: RELATO DE CASO

no **VIII CONGRESSO CIENTÍFICO LATINO-AMERICANO e VIII CONGRESSO CIENTÍFICO BRASILEIRO DA FIEP "Prof. Dr. Manoel José Gomes Tubino", 26º CONGRESSO INTERNACIONAL DE EDUCAÇÃO FÍSICA - FIEP 2011**, com o tema: "O Profissional de Educação Física na América Latina", realizado em Foz do Iguaçu - Paraná - Brasil, em comemorações aos 88 anos da FIEP MUNDIAL e 62 anos da FIEP no BRASIL, no período de 15 a 19 de Janeiro de 2011, com duração de 16 horas e chancela do CEFMe, Comitê Latino-Americano da FIEP e da UENP - Faculdade Estadual de Educação Física e Fisioterapia de Jacarezinho/PR.

Ano 88 da Fundação da FIEP MUNDIAL
Foz do Iguaçu, 19 de Janeiro de 2011



PROF. DR. JORGE DIAZ OTANEZ
Vice-Presidente da FIEP para a América Latina
Córdoba/Argentina - CREF 011411 - G/PR



PROF. DR. RINALDO BERNARDELLI JUNIOR
Vice Reitor da UENP
CREF 000934-G/PR - CREFITO 5999-F



PROF. ALMIR ADOLFO GRUHN
Presidente da FIEP
Delegado Geral no Brasil
Foz do Iguaçu/PR - Brasil - CREF 000001 - G/PR

ANEXO III

Submissão do artigo sobre fotometria na Revista Motriz.

Motriz. Revista de Educação Física. UNESP

[CAPA](#) [SOBRE](#) [PÁGINA DO USUÁRIO](#) [PESQUISA](#) [ATUAL](#) [EDIÇÕES ANTERIORES](#) [NOTÍCIAS](#) [COMO SE](#)
[CADASTRAR?](#) [COMO SUBMETER ARTIGO?](#) [S.E.E.R.](#) [BRCDIGIT@L](#) [INTERATIVA DO CAMPUS DE RIO CLARO](#) [BIBLIOTECA](#)
[UNESP RIOCLARO](#) [VI CIEFMH XII SPEF](#) [EDIÇÕES ANTERIORES NÃO DISPONÍVEIS EM SEER](#)

Capa > Usuário > Autor > Submissões > #4403 > **Resumo**

#4403 Sumário

[RESUMO](#) [AVALIAÇÃO](#) [EDIÇÃO](#)

Submissão

| | | |
|--------------------|--|--|
| Autores | Tainá Ribas Mélo, Vera Lúcia Israel, André Luiz Félix Rodacki | |
| Título | Repetibilidade e comparação de testes clínicos em crianças com diparesia espástica e com desenvolvimento típico | |
| Documento Original | 4403-21065-1-SM.DOC 2011-02-17 | |
| Doc. Sup. | 4403-21068-2-SP.JPG 2011-02-17 INCLUIR DOCUMENTO SUPLEMENTAR 4403-21069-1-SP.JPG 2011-02-17 4403-21070-1-SP.JPG 2011-02-17 4403-21071-1-SP.JPG 2011-02-17 4403-21072-1-SP.DOC 2011-02-17 4403-21073-1-SP.DOC 2011-02-17 4403-21075-1-SP.JPG 2011-02-17 4403-21076-1-SP.JPG 2011-02-17 | |
| Submetido por | Tainá Ribas Mélo | |
| Data de submissão | fevereiro 17, 2011 - 04:58 | |
| Seção | Artigos Originais | |
| Editor | Nenhum(a) designado(a) | |

Situação

| | |
|------------------|-----------------------|
| Situação | Aguardando designação |
| Iniciado | 2011-02-17 |
| Última alteração | 2011-02-17 |

[SISTEMA ELETRÔNICO DE EDITORAÇÃO DE REVISTAS](#)

[Ajuda do sistema](#)

USUÁRIO

Logado como...
ribasmelo

- [Meus periódicos](#)
- [Perfil](#)
- [Sair do Sistema](#)

AUTOR

Submissões

- [Ativo \(1\)](#)
- [Arquivo \(0\)](#)
- [Nova Submissão](#)

IDIOMA

Português (Brasil)

CONTEÚDO DA REVISTA

Pesquisa