UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS-RIO CLARO

MOBILIDADE FUNCIONAL EM INDIVÍDUOS COM PARALISIA CEREBRAL ESPÁSTICA

Ana Francisca Rozin Kleiner

RIO CLARO

São Paulo-Brasil

Fevereiro - 2009

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS-RIO CLARO

MOBILIDADE FUNCIONAL EM INDIVÍDUOS COM PARALISIA CEREBRAL ESPÁSTICA

Ana Francisca Rozin Kleiner

Orientadora: Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade (Área de Biodinâmica da Motricidade Humana)

RIO CLARO

São Paulo-Brasil

Fevereiro - 2009

796.0132 Kleiner, Ana Francisca Rozin
K64m Mobilidade funcional em indivíduos com paralisia cerebral espástica / Ana Francisca Rozin Kleiner. – Rio Claro : [s.n.], 2009
124 f. : il., figs., tabs, gráfs.

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Rio Claro
Orientador: Lilian Teresa Bucken Gobbi

1. Capacidade motora. 2. Comportamento motor. 3. Locomoção adaptativa. 4. Ambiente. 5. Cinemática. 6. Cinética. I. Título.

Ficha Catalográfica elaborada pela STATI – Biblioteca da UNESP
Campus de Rio Claro/SP

Esta dissertação é dedicada às pessoas com Paralisia Cerebral, em especial aos participantes deste estudo. Foi marcante ver de perto sua capacidade de superação frente aos desafios cotidianos.

AGRADECIMENTOS

Primeiro gostaria de agradecer a Deus, pela sua sabedoria infinita, pelo seu poder de saber fazer as coisas acontecerem no momento em que realmente devem acontecer, e, durante este período do mestrado me ensinar a ter serenidade e discernimento para compreender isso. Em especial, pelas pessoas que entraram no meu caminho no decorrer deste período do mestrado e por aprender a valorizar ainda mais aqueles que sempre estiveram ao meu lado.

À minha família, pelo seu amor incondicional, apoio em todas as horas, por me compreender até nos momentos de silêncio. Sem vocês eu não sou nada, vocês são o meu tesouro, meu porto seguro e o meu pilar.

Gostaria de agradecer minha orientadora Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi, primeiro por suas orientações que não se restringiram a redigir esta dissertação, mas que me ajudaram e muito no meu crescimento pessoal. Agradeço por sua confiança em aceitar a me orientar e, principalmente, por ampliar meu conhecimento sobre o mundo, jamais esquecerei isso.

Aos professores membros da banca, Profa. Dra. Marisa Cotta Mancini e Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros por suas contribuições.

À FINEP e ao CNPq pelo suporte financeiro, para a aquisição dos equipamentos e bolsa de estudos.

Aos meus colegas de trabalho do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (LEPLO), pelo convívio, pelas trocas de conhecimento, e pela admiração mútua. Sinto-me privilegiada por ter trabalhado com profissionais tão gabaritados e dedicados.

À Wilson Caetano Reginatto Jr. (in memorian) por todos os seus ensinamentos.

Aos meus amigos pela paciência e pelo apoio durante os anos de mestrado.

Agradeço a todos que participaram deste processo de profundo aprendizado em minha vida. Agradeço por poder a aprender a refletir sobre a beleza por trás de cada sorriso, de cada ato. A compreender mais ao próximo do que ser compreendida, enfim por evoluir profissional e pessoalmente.

Obrigada!

RESUMO

MOBILIDADE FUNCIONAL EM INDIVÍDUOS COM PARALISIA CEREBRAL ESPÁSTICA.

De acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), o controle do movimento na funcionalidade é influenciado pelas especificidades da condição da saúde, das deficiências neuromusculoesqueléticas e do contexto onde o indivíduo atua. Com base na CIF, o objetivo geral desta dissertação foi investigar a mobilidade funcional (MF) de indivíduos PCE, por meio de dois estudos: Estudo 1, exploratório comparando a MF em superfícies diferentes (regular e irregular); e o Estudo 2, análise quantitativa da locomoção sobre obstáculos com diferentes alturas. O Estudo 1 comparou a MF de indivíduos com PCE nas distâncias: 5m, 50m e 500m. O ambiente regular apresentava o relevo liso, livre de obstáculos, como corredores e quadras poliesportivas. O ambiente irregular era caracterizado por locais pertencentes ao cotidiano do avaliado, como sua residência, escola e vizinhança. Participaram deste estudo 31 indivíduos, de 5 a 16 anos com PCE, distribuídos em dois grupos etários (crianças=5 a 11 anos e adolescentes=12 a 16 anos) e pelo tipo de PCE (bilateral=diplégicos e tetraplégicos; e unilateral=hemiplégicos). Foram avaliados a MF pela Escala de MF (EMF) e o tempo gasto. Os resultados apontaram que: 1) o ambiente influencia na MF de indivíduos PCE (5m e 500m); 2) não foram encontradas diferenças entre os tipos de PCE para as classificações da EMF e tempo gasto em nenhum tipo de ambiente; e, 3) as características estruturais do indivíduo PCE, inferidos pelo grupo etário, influenciam no tempo gasto (5m e os 500m). O Estudo 2 teve como objetivo quantificar as estratégias locomotoras adaptativas de crianças PCE na tarefa de transpor obstáculos com diferentes alturas e compará-las quanto ao tipo de PCE (diplégica X hemiplégica) e hemicorpo. Participaram deste estudo 12 crianças, entre 7 e 12 anos de idade, sendo 6 com PCE diplégica e 6 com PCE hemiplégica. Marcadores reflexivos passivos foram fixados bilateralmente no maléolo lateral e medial e no primeiro e quinto metatarsos. Os participantes foram convidados a percorrer uma passarela de madeira com 8 metros de comprimento e ultrapassar um obstáculo de espuma em 3 condições: obstáculo alto (½ da altura do joelho), obstáculo baixo (altura do tornozelo) e sem obstáculo. No total, cada participante realizou 18 tentativas, 6 tentativas por

condição, sendo 3 realizadas pelo membro inferior direito e 3 pelo esquerdo, apresentadas em blocos para cada participante. Os dados cinemáticos foram coletados por duas câmeras digitais posicionadas ortogonalmente entre si. Os procedimentos fotogramétricos foram realizados pelo software Dvideow 6.3. Duas plataformas de força, embutidas na passarela de madeira, e posicionadas antes e depois do obstáculo, coletaram os dados cinéticos. O software Matlab7.0.1 foi utilizado para filtrar e calcular as variáveis cinemáticas e cinéticas. Os resultados apontaram que os parâmetros espaço-temporais e cinéticos de negociação com o obstáculo refletiram a modulação do sistema efetor de acordo com o julgamento perceptivo das características do obstáculo (dimensões e localização). Estas estratégias podem ser evidenciadas pela associação entre a diminuição do comprimento e da velocidade da passada durante a fase de aproximação, aumento da margem de segurança conforme há aumento da altura do obstáculo, aumento da magnitude do pico Max-1 e Max1 na fase de absorção e aumento das forças aplicadas pela perna de suporte na fase de propulsão. É também importante destacar que as características de força-tempo sobre a perna de suporte não refletiram apenas no controle da perna de abordagem durante a ultrapassagem, mas também em sua aterrissagem. Desta forma, a habilidade do músculo em fornecer estabilidade e propulsão corporal, que contribui para a força de reação do solo, está relacionada com as características do indivíduo, ou seja, quanto mais comprometido o membro inferior maior o emprego de estratégias de compensação para garantir o sucesso da tarefa. Assim, este estudo apontou que os mecanismos de controle antecipatório e preditivo foram indispensáveis para a modulação do sistema, que apresentou estratégias cinemáticas e cinéticas de compensação observadas na negociação das pernas de abordagem e de suporte com o obstáculo. Pode-se concluir que a MF de indivíduos PCE é influenciada pelo contexto.

Palavras chave: Paralisia Cerebral Espástica, locomoção adaptativa, mobilidade funcional, cinemática e cinética.

ABSTRACT

FUNCTIONAL MOBILITY IN INDIVIDUALS WITH SPASTIC CEREBRAL PALSY.

According to the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF), movement control in functionality is affected by the specificities of health condition, the neuromusculoskeletal deficits, and the context that the individuals act. Based on CIF, the main objective of this dissertation was to investigate the functional mobility (FM) in SCP individuals, through two studies: Study 1, an exploratory study that compared the FM between different environments (regular and irregular), and Study 2, a quantitative analysis of locomotion over obstacles with different heights. The Study 1 compared the FM of SCP individuals in three distances: 5m, 50m and 500m. The regular environment showed a even surface, free from obstacles, such as corridors or gymnasium. The irregular environment was characterized by the subjects' day-by-day places, such as their residence, school and neighborhood. The study included 31 individuals, from 5 to 16 years old with SCP, distributed into two age groups (children = 5 to 11 years old, and adolescents = 12 to 16 years old) and the SCP type (bilateral = diplegic and quadriplegic, and unilateral = hemiplegic). We evaluated the FM by means of the FM Scale (FMS) and the time spent. The results showed: 1) the environment influences the SCP individuals FM (5m and 500m); 2) differences between SCP type were not found in FMS classifications and in time spent for any type of environment; and 3) the structural features of the individuals PCE, inferred by age group, influenced the time spent (5m and 500m). The Study 2 aimed to quantify the adaptive locomotion strategies of SCP children during the obstacle crossing with different heights, and to compare it according to SCP type and hemibody. The study included 12 children, between 7 and 12 years of age, 6 diplegic SCP and 6 hemiplegic SCP. Passive reflective markers were fixed bilaterally on the lateral and medial malleolus, and on first and fifth metatarsals. The participants were invited to walk on a 8 meters long wood pathway and to cross a foam obstacle in 3 conditions: 1) high obstacle (½ of the knee height), 2) low obstacle (ankle height) and, 3) without obstacle. In total, each participant performed 18 trials, 6 trials per condition, being 3 trials performed with the right lower limb and 3 with the left lower limb, presented in blocks for each participant. The kinematic data were collected by two digital camcorders positioned orthogonally with each other. The

photogrammetric procedures were performed by Dvideow 6.3 software. Two force plates built-in the pathway were placed before and after the obstacle and used to collect the kinetic data. Matlab7.0.1 software was used to filter and calculate the kinetic and kinematic dependent variables. Results showed that the space-temporal and the kinetic parameters of the obstacle negotiation reflected the effector system modulation in accordance with perceptual obstacle features (size and location). These strategies can be highlighted by the association between the reduction of the stride length and speed during the approach phase, the increase of the safety margin as the obstacle height increased, the increase of peak Max-1 and Max1 magnitude during the absorption and, the increase of propulsion forces by the trailing limb. It is also important to emphasize that the force-time features on the trialing limb reflected not only in control of the leading limb during the crossing, but also at the landing. Thus, the muscle ability to provide stability and body propulsion, which contributes to the ground reaction forces, is related to the individual features, in other words, the more affected the limb more compensation strategies are employed to ensure the success of the task. Therefore, this study showed that the anticipatory and predictive control mechanisms were essential for the system modulation, which was showed by kinematic and kinetic compensation strategies during the obstacle negotiation of the leading and trailing limbs. It is possible to conclude that the FM of SCP individuals is affected by the context.

Key-words: Spastic Cerebral Palsy, Adaptative Locomotion, Functional Mobility, kinematic and kinetic.

SUMÁRIO

página

AGRADECIMENTOS IV
RESUMO VI
ABSTRACT VIII
1 – INTRODUÇÃO 1
2. ESTUDO 1: COMPARAÇÃO DA MOBILIDADE FUNCIONAL ENTRE AMBIENTE REGULAR E IRREGULAR CONSIDERANDO O TIPO DE PCE E O GRUPO ETÁRIO. 10
2.1 INTRODUÇÃO 10
2.2. OBJETIVOS 13
2.3. MATERIAL E MÉTODO 13
2.4. RESULTADOS 19
2.5. DISCUSSÃO 25
2.6. CONCLUSÃO 32
3. ESTUDO 2: CINEMÁTICA E CINÉTICA DA LOCOMOÇÃO ADAPTATIVA DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL ESPÁSTICA: COMPARAÇÕES ENTRE CONDIÇÕES DE OBSTÁCULO, TIPO DE PCE E HEMICORPO. 33
3.1. INTRODUÇÃO 33
3.2. OBJETIVOS 39
3.3 - MATERIAL E MÉTODO 39
3.4. RESULTADOS 55
3.5. DISCUSSÃO 80
3.6. CONCLUSÃO 93
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS 94
5. REFERÊNCIAS 95
ANEXO 1: Aprovação do Comitê de Ética. 106
ANEXO 2: Termo de Consentimento Estudo 1 (1ª parte) 107
ANEXO 3: Termo de Consentimento Estudo 1 (2ª Parte) 108
ANEXO 4: Termo de Consentimento Estudo 2. 109

LISTA DE FIGURAS

página

Figura 1. Interações entre os componentes da CIF..... 3
Figura 2. Interação entre tempo gasto e tipo de ambiente (regular e irregular) nos 5 metros para os grupos etários (crianças e adolescentes)..... 24
Figura 3. Interação entre tempo gasto e tipo de ambiente (regular e irregular) nos 500 metros para os grupos etários (crianças e adolescentes)..... 25
Figura 4. Estratégias para a estabilidade dinâmica durante a locomoção adaptativa (adaptada de Patla (2003). 35
Figura 5. Ilustração do ambiente experimental, vista aérea. 1. Posicionamento das câmeras e dos holofotes; 2. Plataformas de força embutidas no centro da passarela de madeira; 3. Sistema digital de captura dos dados das plataformas de força; 4. Microcomputador. 45
Figura 6. Vista lateral do sistema de calibração. Seis fios de prumo com suas respectivas referências..... 46
Figura 7. Variáveis cinéticas da FRS vertical: Marcha SO (7A) e Marcha sobre obstáculos (7B). Legenda: 1 = Tempo peso corporal (Δt1); 2 = Magnitude do pico -1 da força de reação do solo (Max-1); 3 = Magnitude do primeiro pico da força de reação do solo (Max1); 4 = Vale; 5 = Magnitude do segundo pico da força de reação do solo (Max2); 6 = Tempo vale-segundo pico (Δt2). 49
Figura 8. Ilustração das variáveis da fase de aproximação (vista superior). Legenda: 3pao = terceiro passo antes do obstáculo; 2pao = segundo passo antes do obstáculo; 1pao = primeiro passo antes do obstáculo. 49
Figura 9. Ilustração dos perfis cinemáticos das pernas de abordagem (PA) e de suporte (PS) durante a ultrapassagem do obstáculo (vista lateral) e das variáveis espaciais e temporais de negociação com o obstáculo. Legenda: DHPO_PA = distância horizontal pé obstáculo da perna de abordagem; DHPO_PS = distância horizontal pé obstáculo da perna de suporte; DVPO_PA = distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem; DVPO_PS = distância vertical pé obstáculo da perna de suporte; DHOP_PA = distância horizontal obstáculo pé da perna de abordagem; DHOP_PS = distância horizontal obstáculo pé da perna de suporte; VMU_PA = velocidade média de ultrapassagem da

perna de abordagem; VMU_PS = velocidade média de ultrapassagem da perna de suporte; CPU = comprimento do passo de ultrapassagem. 51
Figura 10: Valores médios e desvios padrão para: A. DP e B. CADENCIA. Legenda: DP = Duração da Passada; DI = PCE diplégica; HEMI = PCE hemiplégica; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto; SO = sem obstáculo. 58
Figura 11. Médias e desvios padrão para o 2pao. Legenda: 2pao = comprimento do 2º passo antes do obstáculo em centímetros; DI = diplégicos; HEMI = hemiplégicos; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto. 61
Figura 12. Médias e desvios padrão para o 3pao por condição de obstáculo, tipo de PCE e hemicorpo. Legenda: OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto; 3pao = terceiro passo antes do obstáculo; DI M+A = perna mais acometida diplégicos; DI M-A = perna menos acometida diplégicos; HEMI PA = membro inferior afetado hemiplégicos; HEMI MNA = membro inferior não afetado hemiplégicos. 62

LISTA DE TABELAS

página

Tabela 1. Caracterização dos participantes por tipo de PCE, por grupo etário e por cidade. 14
Tabela 2. Classificação da EMF. 15
Tabela 3. Resultados dos testes de normalidade e homogeneidade para a variável tempo gasto transformada pelo log10 (AR=ambiente regular; AI=ambiente irregular; SW=Shapiro-Wilk). 19
Tabela 4. Valores de Escala de Mobilidade Funcional (EMF) e tempo gasto (TG) para cada ambiente (regular e irregular), distribuídas por grupo etário (criança e adolescentes) e tipo de PCE (bilateral e unilateral) cada distância percorrida (5m, 50m e 500m). 20
Tabela 5. Caracterização dos participantes por tipo de PCE, cidade, idade e dados antropométricos. 41
Tabela 6. Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON e SMITH, 1987). 42
Tabela 7. Classificações da Escala Modificada de Ashworth para cada participante e por articulação avaliada. 43
Tabela 8. Resultados dos testes de normalidade e homogeneidade para as variáveis espaciais e temporais da marcha. 52
Tabela 9. Resultados dos testes de normalidade e homogeneidade para as variáveis espaciais e temporais da marcha na fase de aproximação. 53
Tabela 10. Resultados dos testes de normalidade e homogeneidade para as variáveis espaciais e temporais da abordagem do obstáculo. 54
Tabela 11. Resultados dos testes de normalidade e homogeneidade para as variáveis cinéticas. 55
Tabela 12. Resultados dos testes polinomiais da MANOVA, para as condições de altura do obstáculo. 56
Tabela 13. Médias e desvios-padrão das variáveis espaciais e temporais da marcha quanto ao tipo de PCE. 57
Tabela 14. Médias e desvios padrão dos comprimentos dos passos para cada altura de obstáculo. 59

Tabela 15. Médias e desvios padrão dos comprimentos dos passos para cada tipo de PCE (diplégica e hemiplégica). 59
Tabela 16. Médias e desvios padrão dos comprimentos dos passos por hemicorpo. 60
Tabela 17. Resultados do teste t de Wilcoxon para as condições de obstáculo, médias e desvios padrão para cada altura do obstáculo por variável. 63
Tabela 18. Médias, desvios-padrão e significâncias apontadas pelo teste U de Mann-Whitney quanto às condições de obstáculo nas comparações entre tipo de PCE isolado e tipo de PCE para cada altura do obstáculo. 64
Tabela 19. Médias, desvios-padrão, e significâncias apontadas pelo teste H de Kruskal-Wallis para comparações entre hemicorpo. 65
Tabela 20. Médias, desvios-padrão, e significâncias apontadas pelo teste H de Kruskal-Wallis para comparações entre hemicorpo para cada tipo de obstáculo. 66
Tabela 21. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos para cada condição de obstáculo para PS. 68
Tabela 22. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos gerais para o tipo de PCE e para o tipo de PCE para cada condição de altura de obstáculo para Perna de Suporte. . 69
Tabela 23. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos gerais das diferenças entre os hemicorpos da Perna de Suporte. 70
Tabela 24. Médias e desvios padrão dos dados cinéticos dos hemicorpos para cada tipo de ambiente da Perna de Suporte..... 72
Tabela 25. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos para cada condição de altura d obstáculo para Perna de Abordagem. 74
Tabela 26. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos gerais para o tipo de PCE e para cada condição de obstáculo da Perna de Abordagem. 75
Tabela 27. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos gerais das diferenças entre os hemicorpos da Perna de Abordagem. 76
Tabela 28. Médias e desvios padrão dos dados cinéticos dos hemicorpos para as condições de obstáculo da Perna de Abordagem..... 79

1 – INTRODUÇÃO

A funcionalidade e a incapacidade de crianças com paralisia cerebral (PC) pode ser descrita por meio da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), publicada pela Organização Mundial da Saúde em 2001. Funcionalidade é a capacidade para executar atividades da rotina diária, em ambiente natural, de forma independente e segura. Já, incapacidade constitui um termo amplo que engloba as deficiências, a limitação das atividades ou a restrição na participação (OMS, 2001). A estrutura conceitual da CIF caracteriza os processos de funcionalidade e de incapacidade como multifatoriais, com interações dinâmicas entre os componentes de cada parte e entre as partes (FONSECA & MANCINI, 2008). Sendo assim, a CIF apresenta duas partes, cada uma com dois componentes. A Parte 1 é denominada de Funcionalidade e Incapacidade e tem como componentes a Estrutura e a Função do Corpo e Atividades e Participação. A Parte 2 é denominada Fatores do Contexto e seus componentes são os Fatores Ambientais e os Fatores Pessoais (Figura 1).

A Funcionalidade e Incapacidade da Parte 1 da CIF podem ser expressas de duas maneiras: por um lado, podem ser utilizadas para indicar problemas (limitação de atividade ou restrição de participação) resumidos sobre o termo incapacidade; por outro lado, podem indicar aspectos não problemáticos (neutros) da saúde e dos estudos relacionados à saúde resumidos sobre o termo funcionalidade (OMS, 2001). No componente Estrutura e Função do Corpo, a incapacidade diz respeito às deficiências nestas estruturas e/ou função de órgãos e sistemas corporais, e a funcionalidade refere-se ao corpo como um todo, em seus domínios anatômicos e fisiológicos. Neste componente, a deficiência é vista como problema nas funções ou nas estruturas do corpo, como um desvio importante ou uma perda. No caso da PC, as estruturas e

funções neuromusculares e músculo-esqueléticas se apresentam alteradas (ROSENBAUM & STEWART, 2004; STANGER & ORESIC, 2003).

O componente Atividades e Participação refere-se ao desempenho de atividades e tarefas da rotina diária, em contexto relevante, bem como, o acesso e a participação ativa do indivíduo na sociedade (ROSENBAUM & STEWART, 2004; STANGER & ORESIC, 2003). Dois qualificadores integram esse componente: desempenho e capacidade. O qualificador desempenho descreve o que o indivíduo faz no seu ambiente habitual, ou seja, seu envolvimento em situações reais, incluindo as relacionadas à sociedade e às experiências de vida. O qualificador capacidade informa o potencial funcional do indivíduo em ambiente artificial ou padronizado. Tanto a capacidade quanto o desempenho são diretamente influenciados pelo ambiente.

No componente Atividades e Participação da CIF, a avaliação tanto da capacidade como do desempenho do indivíduo disponibiliza informações distintas sobre determinada tarefa funcional, como por exemplo, a mobilidade. No caso do presente estudo, a documentação resultante da avaliação da capacidade informa sobre as habilidades locomotoras da criança com PC, enquanto a avaliação do desempenho em mobilidade descreve as competências motoras utilizadas, pela criança, em contexto relevante (ROSENBAUM & STEWART, 2004; STANGER & ORESIC, 2003). Com base neste modelo de classificação, os dois componentes da Parte 1, Estrutura e Função do Corpo e Atividades e Participação, interagem entre si e são influenciados pelos componentes da Parte 2, Fatores Pessoais e Fatores Ambientais.

Os Fatores Pessoais representam as características do indivíduo que não estão relacionadas à sua condição de saúde, como sexo, raça, idade, estilo de vida, escolaridade, profissão, padrão de comportamento, características psicológicas e outras características que, de alguma forma, influenciam na deficiência. Os Fatores Ambientais representam os ambientes físico, social e de atitude nos quais o indivíduo vive e conduz sua vida, e podem ter influências positivas ou negativas na participação do indivíduo como cidadão, na sua capacidade em executar ações e tarefas diárias e/ou na estrutura e função de seu corpo (OMS, 2001).

Todos os componentes da CIF interagem entre si e com a condição de saúde do indivíduo (Figura 1 - ROSENBAUM & STEWART, 2004; SCHNEIDERT et al., 2003; SIMEONSSON et al., 2003; MADDEN et al., 2003; DAHL, 2002; OMS, 2001).

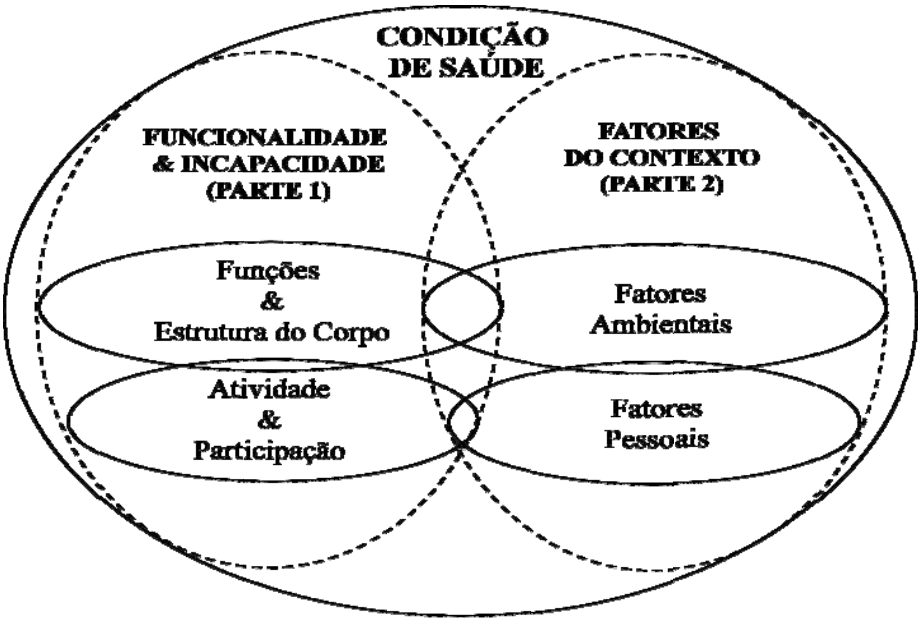


Figura 1. Interações entre os componentes da CIF.

Segundo a CIF, a PC pode resultar em alterações de diversos componentes de funcionalidade, cada um apresentando complexidade distinta (ROSENBAUM & STEWART, 2004; STANGER & ORESIC, 2003). PC refere-se a uma lesão não-progressiva no sistema nervoso central (SNC) que ocorre durante a gravidez, no nascimento ou durante os 24 primeiros meses de vida (ACCARDO & HOON, 2008; KUBAN et al., 2008) e é caracterizada por deficiência no controle motor que contribui para limitações funcionais na postura e na mobilidade (PALISIANO et al., 2003). A gravidade das deficiências neuromusculares e músculo-esqueléticas associadas à PC são extremamente variáveis e, conseqüentemente, a função motora de indivíduos com PC varia desde a habilidade de andar na comunidade e de realizar habilidades associadas a brincadeiras e recreações (ex: correr, pular) até a dependência total para auto-cuidado e mobilidade (KOMAN et al., 2004; TIEMAN et al., 2004; PALISIANO et al., 2003).

Para Graham (2001), a PC é heterogênea em termos como: a) etiologia e período da lesão no SNC em desenvolvimento; b) patologia primária no cérebro; c) topografia (hemiplegia, diplegia e tetraplegia); d) características clínicas (discinética, atáxica e espástica), especialmente na desordem do movimento; e) prejuízos associados (comprometimentos percepto-cognitivos, visuais, auditivos, dentre outros); e, f) patologia músculo-esquelética secundária (espasticidade, fraqueza muscular). Desta forma, os quadros clínicos da PC são classificados de acordo com o tipo predominante do prejuízo motor e por sua distribuição topográfica. O comitê da Academia Americana

de PC a classifica como espástica, discinética, atáxica e mista (DELGADO & ALBRIGHT, 2003).

A incidência mundial de PC permanece constante nas últimas décadas e ocorre de 2 a 2,5 casos a cada 1000 crianças que nascem com vida (NELSON, 2002). Entretanto, o perfil epidemiológico aponta maior prevalência de PC espástica (PCE), representando 75% dos casos (NELSON, 2002), e poucos casos com PC discinética (hipercinética/coreoatetóide, distônica), atáxica e mista (BAX, 2004; KUBAN & LEVITON, 1994). A PCE também está associada com a forma distônica de PC (GAUZZI & FONSECA, 2004; GORMLEY et al., 2001). A distonia é uma desordem do movimento caracterizada por contração muscular involuntária, sustentada e intermitente, produzindo movimentos repetitivos e torsionais, resultando freqüentemente em posturas anormais (DELGADO & ALBRIGHT, 2003).

Um dos sinais mais presentes na PCE e que interfere diretamente na movimentação e na postura das crianças é a espasticidade (REISTETTER, 2004). A espasticidade é um fenômeno sensório-motor relacionado às respostas motoras do SNC à informação sensorial. As lesões do trato córtico-espinhal ou trato piramidal podem ocorrer em qualquer nível: córtex cerebral, cápsula interna e/ou tronco cerebral (REISTETTER, 2004). Há uma interrupção da conexão existente entre o córtex cerebral e o fuso neuromuscular. A espasticidade é reconhecida como um aumento da resistência velocidade-dependente ao movimento passivo em torno de uma articulação devido à hipersensibilidade do arco-reflexo (FLETT, 2003; KOMAN et al., 2004; REISTETTER, 2004). A lesão no SNC resulta na perda da inibição descendente, permitindo a manifestação clínica de impulsos anormais. A atividade muscular se torna hiper-excitada e é mediada pelo reflexo de estiramento (REISTETTER, 2004).

Na avaliação clínica, a espasticidade é percebida pelo examinador na sensação de resistência oferecida pelos tecidos musculares e articulares do indivíduo relaxado durante a movimentação passiva, ao longo da amplitude do movimento articular. Essa resistência se intensifica à medida que a velocidade de estiramento é aumentada (SANGER et al., 2003). Entretanto, a espasticidade na criança PCE é reconhecida em um contexto diagnóstico mais amplo como um dos sinais da Síndrome do Neurônio Motor Superior (SNMS). A desconexão da via córtico-espinhal com o fuso neuromuscular leva à SNMS, que se manifesta através de sinais positivos e negativos (REISTETTER, 2004; SHEEAN, 2002; GRAHAM, 2001). Os sinais positivos da PCE são caracterizados pela hiperatividade muscular, bem como excessiva co-contração

muscular, ou algum tipo de atividade muscular inapropriada (SHEEAN, 2002). A espasticidade é apenas uma destas características positivas, as outras são a hiperatividade dos reflexos tendinosos, o clônus muscular, os espasmos flexores e a hipertonia (aumento da resistência a movimentação passiva). Todas estas características, em especial a hipertonia, são freqüentemente referidas como espasticidade, que se tornou um termo genérico para uma ou para todas estas características positivas (SHEEAN, 2002).

Steinbok (2002) define hipertonia como aumento anormal da resistência ao movimento imposto externamente a uma articulação e relaciona suas causas à espasticidade e distonia. Outros autores associam a presença de hipertonia não só a fatores neurológicos, mas também a fatores periféricos que resultam de alterações teciduais e que levam ao aumento da rigidez das estruturas passivas dos músculos e articulações, observadas na ausência de atividade eletromiográfica (FONSECA et al., 2004; SANGER et al., 2003; SHORTLAND et al., 2002; TARDIEU et al., 1982). Tais alterações teciduais incluem diminuição do diâmetro da fibra e retração da aponeurose muscular (SHORTLAND et al., 2002), presença de ventre muscular curto e tendão longo, diminuição no número de sarcômeros em série (TARDIEU et al., 1982) e aumento da rigidez passiva dos tecidos muscular e conectivo (SANGER et al., 2003; FONSECA et al., 2004).

A hipertonia pode ser explorada na criança PCE como uma estratégia para interagir no ambiente (BOTTOS et al., 2003). Nesses casos, ela pode ser utilizada para favorecer a execução de tarefas funcionais (FONSECA et al., 2004). Por outro lado, a presença de hipertonia pode levar a problemas significativos, como a restrição da amplitude de movimento (ADM), dor e contraturas que interferem na movimentação voluntária destas crianças (LOVE et al., 2001).

Os sinais positivos da SNMS podem ser divididos em três áreas principais: 1º) processo anormal dos reflexos espinhais; 2º) atividade reflexa mais alta no SNC não dependente totalmente das vias aferentes; e 3º) desordens do movimento muscular voluntário (SHEEAN, 2002). Os sinais negativos incluem a fraqueza muscular, falta de equilíbrio e limitações sensoriais (GRAHAM, 2001; BOYD & GRAHAM, 1999). Embora seja complicado mensurar os componentes da SNMS, é importante avaliar as contribuições dos seus vários sinais na incapacidade. Para Boyd & Graham (1999), são as características negativas da PCE e não as positivas, que contribuem para a gravidade da disfunção e para o prognóstico a longo-prazo do desempenho motor de crianças. Por

exemplo: a falta de equilíbrio ou a fraqueza podem ditar a necessidade em longo prazo de equipamento de auxílio na locomoção (GRAHAM, 2001).

Indivíduos com PCE apresentam coordenação deficiente nos músculos voluntários (OLNEY & WRIGHT, 2006), acarretando em dificuldades nas atividades do dia-a-dia. Os sinais positivos e negativos afetam a função motora de indivíduos PCE, dependendo de sua topografia e gravidade, alguns apresentam a necessidade do uso de equipamentos para locomoção e outros possuem marcha independente.

Os diagnósticos de PCE são sempre divididos em subgrupos baseados na topografia dos membros afetados, como: hemiplegia, diplegia e tetraplegia (OLNEY & WRIGHT, 2006; BAX & BROWN, 2004). Nos dois primeiros grupos, a maioria das crianças consegue andar sem o auxílio de equipamentos específicos (SORSDAHL et al., 2008). Por isso, muitos estudos sobre a marcha do indivíduo com PCE observam a cinemática e a cinética dos padrões de movimentação de indivíduos diplégicos e hemiplégicos, as influências dos sinais positivos e negativos nestes padrões e os efeitos da reabilitação (RODDA et al., 2004; CHAMBERS, 2001; GRAHAM, 2001; RODDA & GRAHAM, 2001). Estes estudos buscam a melhora funcional da marcha do indivíduo PCE em ambientes que fazem parte do seu cotidiano, porém foram realizados em ambiente de laboratório, com passarelas planas, ou seja, em ambientes padronizados.

Em contrapartida, as formas usuais de locomoção de indivíduos com PCE (com ou sem auxílio de equipamentos e/ou cuidadores) em ambientes do seu dia-a-dia também vêm sendo avaliados (PALISIANO et al., 2003; ØSTENSJØ et al., 2003; LEPAGE et al., 1998; BERRY et al., 1996;). Palisiano e colaboradores (2003) descreveram as formas usuais de locomoção e a dependência da assistência de um adulto em crianças com PC em casa, na escola, no quintal e na vizinhança. Participaram um total de 636 crianças, que foram agrupadas pela idade e pelo Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (Gross Motor Function Classification System - GMFCS[1]). A informação sobre a locomoção usual da criança foi obtida pelo relato dos pais. Quando comparados com os ambientes escolares, crianças se mostraram mais

[1] Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (Gross Motor Function Classification System - GMFCS) – tem como objetivo determinar qual nível melhor representa as habilidades de mobilidade atuais da criança e as limitações na função motora. Enfatiza o desempenho habitual da criança na casa, na escola e nos espaços comunitários. Desta forma, é possível classificar a função motora grossa atual da criança e não julgar a qualidade do movimento ou potencial de melhora.

dependentes do auxílio dos adultos quando se locomovem no quintal ou na comunidade e menos dependentes quando estão em casa.

Berry e co-autores (1996) descreveram o uso de cadeira de rodas elétrica em 36 crianças com incapacidades. O uso da cadeira de rodas elétrica foi maior na escola do que em casa ou na comunidade. Os autores sugeriram que a variabilidade do emprego da cadeira de rodas elétrica em diferentes locais está relacionada, entre outros, ao tamanho dos quartos em casa e à disponibilidade de transporte e acomodação da cadeira de rodas elétrica.

Lepage e colegas (1998) descreveram a mobilidade de 98 crianças com PC, com 5 a 17 anos de idade, de acordo com a sua relação com as atividades do dia-a-dia. A maioria das crianças que andavam eram capazes de se locomover dentro e fora de sua residência. Crianças que engatinhavam em sua residência, entretanto, eram transportadas em cadeira de rodas fora de casa.

Østensjø e colegas (2003) avaliaram as habilidades funcionais, a assistência e os cuidados, e modificações ambientais utlizados no dia-a-dia de 95 crianças com PC. Os resultados deste estudo apontaram que o uso de equipamentos de auxílio vem sendo entendido erroneamente como um indicador de restrição funcional porque, para muitos indivíduos, fatores culturais e ambientais podem ter influência no uso de equipamentos e na assistência de cuidadores.

Estes estudos mostram a locomoção no dia-a-dia do indivíduo PCE e destacam que componentes contextuais como fatores ambientais e pessoais são também impactantes na atividade e na participação do indivíduo na sociedade. Por exemplo, a assistência e o suporte da família são fatores ambientais e sociais, que podem influenciar nas formas de locomoção de crianças com PCE (BERRY et al., 1996; LEPAGE et al., 1998; PALISIANO et al., 2003; ØSTENSJØ et al., 2003). Alguns autores também reportam o impacto negativo de barreiras arquitetônicas na acessibilidade destas crianças (TIEMAN et al., 2004). Além disso, a assistência excessiva, disponibilizada pelos pais ou cuidadores, pode também restringir a participação ativa de crianças com PC, interferindo em sua independência e autonomia para desempenhar atividades e tarefas da rotina (ØSTENSJØ et al., 2003). Todos os estudos aqui citados foram baseados nas respostas dos pais/cuidadores a questionários que avaliavam as habilidades funcionais dos indivíduos PCE e a participação em lugares pertencentes a seu dia-a-dia.

A locomoção em ambientes cotidianos (casa, escola, bairro, por exemplo) representa um desafio às crianças com desenvolvimento atípico, pois esses ambientes requerem diferentes organizações do sistema efetor para vencer as restrições contextuais. Conseqüentemente, estudar estas estratégias pode aprimorar a compreensão sobre a função locomotora da criança PCE em seu ambiente cotidiano, ou seja, sua mobilidade funcional. A mobilidade funcional pode ser definida como o meio pelo qual o indivíduo se move no ambiente para obter a interação com a família e sociedade (GRAHAM et al., 2004). É a habilidade individual de mover o corpo capacitiva e independentemente durante as tarefas do dia-a-dia (WILLIAMS et al., 2005). O conhecimento gerado a partir de estudos relacionados à mobilidade funcional de crianças com PCE pode auxiliar profissionais da saúde a desenvolver programas específicos de reabilitação e atividade física.

Desta forma, constatou-se a necessidade de identificar as alterações que ocorrem na locomoção de indivíduos PCE em diversos contextos ambientais. Assim, os principais questionamentos que norteiam este estudo são: a mobilidade funcional de indivíduos com PCE apresenta características diferentes em ambientes regulares (lisos, planos) quando comparada com a mobilidade em ambientes irregulares (pertencentes ao cotidiano, tais como: casa, escola, bairro)? E quais seriam as diferenças das características espaço-temporais e cinéticas da marcha de crianças com PCE em terrenos regulares e irregulares?

O objetivo geral dessa dissertação foi analisar a mobilidade funcional de crianças com PC espástica de forma exploratória e quantitativa. A análise exploratória foi realizada por meio de um estudo observacional que comparou a locomoção em dois tipos de ambientes regulares e irregulares (Estudo 1). Para a análise quantitativa, foi analisada a marcha de crianças com PCE sobre obstáculos com diferentes alturas (Estudo 2). Espera-se que os resultados favoreçam a proposição de ações que possibilitem promover a mobilidade funcional de indivíduos com PCE. Otimizar a habilidade de andar é o principal objetivo da reabilitação de crianças com PC (SORSDAHL et al., 2008). Após envolvimento em programas de reabilitação, melhoras funcionais na marcha poderiam ser observadas por velocidades médias maiores, menor tendência a quedas e melhor habilidade para se locomover em ambientes irregulares (SORSDAHL et al., 2008).

O presente trabalho foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa do Instituto de Biociências/UNESP/Rio Claro (processo nº 2497/07; Anexo 1). Cabe

destacar, ainda, que cada um dos estudos propostos também revisa a literatura específica para subsidiar os procedimentos adotados.

2. ESTUDO 1: COMPARAÇÃO DA MOBILIDADE FUNCIONAL ENTRE AMBIENTE REGULAR E IRREGULAR CONSIDERANDO O TIPO DE PCE E O GRUPO ETÁRIO.

2.1 INTRODUÇÃO

O modelo biopsico-social de funcionalidade e de incapacidade da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (OMS, 2001) esclarece que indivíduos com deficiências físicas, de aprendizado ou sensoriais são significativamente influenciados pelo envolvimento em situações do cotidiano (MIHAYLOV et al., 2004). Sabe-se que a mobilidade de deficientes físicos pode requerer adaptação das características físicas relacionadas aos ambientes domésticos, escolares e sociais (vizinhança e clubes). Essas características físicas incluem a acessibilidade, as superfícies, os obstáculos e as distâncias percorridas. As distâncias são geralmente mais curtas em ambientes domésticos do que em escolares, e as superfícies são mais variáveis fora do ambiente doméstico. O desviar de pessoas e de objetos também varia de acordo com o ambiente. Existem ambientes onde os fatores externos são mais previsíveis, o quarto de uma criança em sua casa é um exemplo de ambiente que pode ser organizado de forma a facilitar sua mobilidade. Em contraste, existem ambientes caracterizados pela necessidade de realizar movimentos imprevisíveis para desviar de pessoas e/ou objetos, como playground ou um shopping center, por exemplo.

Os estudos de Berry et al. (1996), Lepage et al. (1998), Palisiano et al. (2003) e Østensjø et al. (2003) evidenciam as diferenças na locomoção de crianças com PC quando estas se locomovem em ambientes diferentes (casa, escola e vizinhança) e atribuíram tais diferenças ao emprego de equipamentos e auxílio de cuidadores. Porém,

estes comportamentos são avaliados por questionários sobre as necessidades locomotoras dos indivíduos com PCE aplicados a seus pais ou responsáveis. Evidências do comportamento locomotor de indivíduos com PCE em relação às características do ambiente ainda não foram reportadas. Neste contexto, um questionamento que norteia este estudo é: existem diferenças na mobilidade de indivíduos PCE superfícies regulares e irregulares são consideradas?

Além dos indivíduos com PCE terem que adaptar sua locomoção às características ambientais, estes devem vencer as deformidades progressivas decorrentes das alterações neurológicas e músculo-esqueléticas que comprometem a função motora (LOVE et al., 2001; GRAHAM, 2001; COSGROVE et al., 1994). À medida que a criança cresce, na vigência da hipertonia, observam-se alterações na morfologia das fibras musculares, encurtamento permanente do músculo, aumento de sua rigidez e restrição da amplitude de movimento das articulações envolvidas, além de alterações no tecido conjuntivo. Dessa forma, as deformidades, inicialmente dinâmicas, podem transformar-se em contraturas fixas e, posteriormente, em deformidades permanentes (ósseas e teciduais - KOMAN et al., 1993).

O desenvolvimento de contraturas é agravado pela desproporção entre o crescimento muscular e ósseo, sendo o primeiro menor que o segundo. Em situação de descarga de peso nos membros inferiores, a atividade muscular voluntária, que é o estímulo para o crescimento do músculo, está reduzida na PC, principalmente como conseqüência da fraqueza muscular (GRAHAM, 2001). A relação entre as alterações músculo-esqueléticas e a função motora do indivíduo com PCE é variável e imprevisível devido à topografia do quadro e o agravamento dos sinais e sintomas com o passar do tempo. Desta forma, outro questionamento deste estudo é: a mobilidade em ambientes com diferentes superfícies é influenciada pelos tipos de PCE (unilateral e bilateral) e pelos grupos etários (crianças e adolescentes)?

Baseados na Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) da Organização Mundial da Saúde (OMS, 2001), Graham et al. (2004) criaram a Escala de Mobilidade Funcional (EMF) para observar a função locomotora em ambientes cotidianos de crianças com PC. Para validação da EMF, Graham e co-autores (2004) examinaram uma amostra de 310 crianças com PCE e compararam a EMF com escalas já existentes (Rancho Scale[2], Child Health Questionnarie – Australian

[2] *The Rancho Scale* é uma ferramenta médica que descreve o estado comportamental típico de indivíduos durante o período de reabilitação de uma doença cerebral traumática.

CHQ PF-50[3] e Pediatric Outcomes Data Collection Instrument – versão 25[4]) e instrumentos de medida de função física (Uptimer[5] e Gasto Energético). O teste de Spearman revelou correlação alta e moderada com todas as ferramentas de medida, exceto com o teste de Gasto Energético. As maiores correlações ($\alpha \leq 0{,}001$) foram observadas com o Pediatric Outcomes Data Collection Instrument – versão 25 (r=0,89 para os 5m, r=0,84 para os 50m e r=0,82 para os 500m) e para o Uptimer (r=0,87 para os 5m, r=0,83 para os 50m e r=0,84 para os 500m). Desta forma, a EMF foi considerada válida e pode ser aplicada em substituição às demais escalas testadas.

Outro fator que influencia na locomoção é o tempo para percorrer um trajeto. Em alguns ambientes, a restrição de tempo é um importante fator a ser levado em conta na mobilidade. Por exemplo, as ações de andar na mesma velocidade com a pessoa que o acompanha ou atravessar uma rua têm um tempo específico para serem executadas. Desta forma, além da classificação na EMF, a variável tempo gasto foi incluída para complementar os dados referentes aos equipamentos empregados durante a locomoção de crianças em ambientes com características físicas diferentes.

Espera-se que os ambientes irregulares possam proporcionar a indivíduos PCE, independente do tipo e da faixa etária, maiores possibilidades de se locomover sem o auxílio de equipamentos. Porém, as características do relevo de ambientes irregulares podem fazer com que os participantes levem maior tempo para percorrê-los. Tanto as características topográficas do ambiente quanto a faixa etária do indivíduo PCE podem aumentar a necessidade do emprego de equipamentos e o tempo gasto durante a locomoção.

---

[3] *Child Health Questionnarie – Australian CHQ PF-50* é um questionário multidimensional que avalia o bem-estar e o estado funcional de crianças.

[4] *Pediatric Outcomes Data Collection Instrument – versão 25* é um questionário que mede as melhoras funcionais na pediatria ortopédica. O questionário inclui medidas funcionais das extremidades superiores, transferência & mobilidade básica, esporte & função física, dor/conforto, e contentamento com a função física.

[5] *Uptimer* é um monitorador de atividade remota que quantifica a locomoção diária.

2.2. OBJETIVOS

O objetivo deste estudo observacional foi analisar e comparar a mobilidade funcional de indivíduos com PCE (classificação na EMF e tempo gasto), em ambientes regulares e irregulares nas distâncias: 5m, 50m e 500m.

2.2.1. Objetivos Específicos

Comparar a mobilidade funcional entre os tipos de PCE (unilateral e bilateral), para cada tipo de ambiente, em cada uma das distâncias propostas.

Comparar a mobilidade funcional entre os grupos etários (crianças e adolescentes), para cada tipo de ambiente, em cada uma das distâncias propostas.

Comparar a mobilidade funcional entre os tipos de PCE (unilateral e bilateral) considerando o grupo etário, para cada tipo de ambiente, em cada uma das distâncias propostas.

2.3. MATERIAL E MÉTODO

2.3.1. Participantes

Participaram deste estudo 31 indivíduos, de 5 a 16 anos com PCE, distribuídos em dois grupos etários (crianças=5 à 11 anos e adolescentes=12 à 16 anos) e pelo tipo de PCE (bilateral=diplégicos e tetraplégicos, e unilateral=hemiplégicos).

Como critério de inclusão no estudo, os indivíduos apresentavam, independente do grau de comprometimento causado pela PCE, mobilidade independente, sendo esta com ou sem auxílio de equipamento específico e, preferencialmente, nenhum tipo de déficit mental associado. Os participantes deste estudo foram recrutados em conjunto com centros de reabilitação situados na cidade de Rio Claro, Araras e Limeira/SP. A Tabela 1 apresenta a caracterização dos participantes por tipo de PCE, por grupo etário e por cidade.

Tabela 1. Caracterização dos participantes por tipo de PCE, por grupo etário e por cidade.

PARTICIPANTE	PCE	CID.	SEX.	GE	IDADE	MASSA	EST.
A	DI	RC	M	C	10	28	134.2
B	DI	RC	F	C	8	21	117.8
C	DI	RC	M	C	6	19	124
D	DI	RC	M	C	7	15	120
E	DI	LI	F	C	11	37	144.3
F	DI	AR	M	C	8	46.2	136.5
G	DI	RC	M	C	5	14	134
H	DI	AR	M	C	11	23.8	132.1
Média/DP cbi					8,2±2,2	25,5±12	130,3±9,01
I	DI	RC	M	A	12	52	156
J	DI	RC	M	A	12	35.5	138
K	TETRA	RC	F	A	14	49	157
L	DI	RC	M	A	13	33	131.7
M	DI	RC	M	A	14	35	120
N	DI	RC	F	A	14	42	147
O	DI	RC	M	A	12	35	149
P	TETRA	RC	F	A	13	43	154
Q	DI	RC	F	A	16	49	157
R	DI	RC	M	A	12	44	152
Média/DP abi					13,2±1,3	41,7±6,8	146,1±12,4
S	HEMI	RC	M	C	5	27	114.5
T	HEMI	RC	F	C	6	28	134
U	HEMI	RC	M	C	7	18	129
V	HEMI	RC	M	C	11	40	140
X	HEMI	RC	F	C	7	19	107.5
W	HEMI	RC	M	C	11	44	161
Y	HEMI	LI	F	C	11	25.2	131.5
Z	HEMI	LI	F	C	7	19.8	120
Média/DP cuni					8,13±2,5	27,6±9,7	129,7±16,6
AA	HEMI	RC	M	A	16	43.5	163.1
AB	HEMI	RC	M	A	13	51	161
AC	HEMI	RC	F	A	15	74	156
AD	HEMI	RC	M	A	14	55	171
AE	HEMI	RC	F	A	12	35	149
Média/DP auni					14±1,6	51,7±14	160,2±8,2
Média/DP bi					11±3,07	34,5±12	139,1±13,4
Média/DP uni					10,4±3,6	37±16,5	141,5±20,4
M/DP gc					8,2±2,3	26,6±10	130±12,9
M/DP ga					13,5±1,4	45,1±10	150,8±12,8
Média/DP G					10,7±3,3	35,5±14	140,1±16,5

Legenda: PCE = paralisia cerebral espástica (DI = diplégica; TETRA = tetraplégica; HEMI = hemiplégica); CID. = cidade (RC = Rio Claro; LI = Limeira; AR = Araras); SEX. = sexo (M = masculino; F = feminino); GE = grupo etário (C = crianças; A = adolescentes); IDADE = anos; MASSA = kg; EST. = estatura (cm); Média/DP = médias e desvios padrão; cbi = crianças com PCE bilateral; abi = adolescentes com PCE bilateral; cuni = crianças com PCE unilateral; auni = adolescentes com PCE unilateral; bi = dados gerais PCE bilateral; uni = dados gerais PCE unilateral; gc = dados gerais crianças; ga = dados gerais adolescentes; G = dados gerais.

2.3.2. Variáveis dependentes

As variáveis mensuradas para as três distâncias percorridas pelos participantes, nos dois ambientes, foram: Classificação da Escala de Mobilidade Funcional e tempo gasto.

Classificação da Escala de Mobilidade Funcional: A EMF mensura as habilidades de locomoção de indivíduos PCE que precisam ou não de alguma assistência e classifica a mobilidade funcional em 6 níveis de acordo com o tipo de equipamento utilizado, incluindo a marcha independente. É uma ferramenta simples e de fácil aplicação, onde os pesquisadores perguntam aos pais ou responsáveis a forma que o indivíduo se locomove em sua residência, escola e comunidade, respectivamente representados pelas distâncias de 5m, 50m e 500m (HARVEY et al., 2007; GRAHAM et al., 2004; Tabela 2). Para aumentar a confiabilidade dos dados coletados em ambiente regular e irregular, os observadores foram treinados e familiarizados com a EMF, antes do início da coleta de dados.

Tabela 2. Classificação da EMF.

ESCALA DE MOBILIDADE FUNCIONAL	
Classificação	**Descrição**
1	Utiliza cadeira de rodas, cadeira motorizada ou carrinho: pode ficar em pé e pode andar apoiado por outra pessoa ou utilizando um andador/cadeira de roda, motorizada, etc.
2	Utiliza andador: sem a ajuda de outra pessoa.
3	Utiliza duas muletas: sem ajuda de outra pessoa.
4	Utiliza uma muleta ou duas bengalas: sem ajuda de outra pessoa.
5	Independente do tipo da superfície: não usa nenhum acessório para andar ou precisa de alguma ajuda de outra pessoa. Se usa como suporte algum móvel, paredes, alambrados, frente de lojas, utilize o item 4 como a descrição mais apropriada.
6	Independente em todas as superfícies: não usa nenhum acessório para andar ou precisa de alguma ajuda de outra pessoa quando anda, corre, sobe degraus e escadas.

Tempo Gasto: esta variável foi expressa em segundos (s) e foi incluída para complementar os resultados da EMF.

2.3.3. Procedimentos

Antes do início da coleta de dados foi entregue aos pais/responsáveis o termo de consentimento livre e esclarecido, onde continham informações detalhadas sobre o estudo (Anexo 2). As informações a respeito do tipo de PCE e da presença de déficit mental associada ao quadro de PC foram obtidas através da consulta dos prontuários médicos disponíveis nas instituições.

Em seguida, foram coletados os dados antropométricos (massa corporal e estatura). A massa corporal foi coletada com o auxílio de uma balança doméstica, com capacidade para 130kg, escala de 1kg, mecânica, com tamanho de 27cm x 25cm, que foi calibrada a cada coleta. Os indivíduos foram posicionados em pé sobre a balança, na posição estática, descalços, olhar fixo ao horizonte. Caso o participante não conseguisse ficar em pé, o pesquisador subia na balança, pesava-se, anotava sua massa corporal, e depois subia na balança novamente com o avaliado no colo. A diferença entre a massa total e a massa corporal do pesquisador foi considerada como a massa do participante.

Para a estatura, foi utilizada uma fita métrica com precisão em milímetros fixada na parede, onde os participantes ficaram posicionados com as costas apoiadas na parede, na posição estática, descalços e com o olhar fixo ao horizonte. Se o participante apresentasse dificuldades em se posicionar, a estatura era medida com o participante sentado, pela somatória do comprimento dos seguintes pontos anatômicos: da sola do pé ao côndilo femoral lateral, do côndilo femoral lateral à espinha ilíaca, da espinha ilíaca ao vértex.

Para a obtenção dos dados da EMF em ambiente regular (AR), cada participante, individualmente, foi convidado a percorrer da maneira que o convinha as três distâncias (5m, 50m e 500m) em um trajeto previamente demarcado em sua instituição. Intervalos de tempo entre as distâncias foram fornecidos de acordo com a necessidade de cada indivíduo. Da mesma forma, sempre que solicitadas pelo participante durante qualquer percurso, pausas para descanso que não envolvessem sentar, foram concedidas. O tempo gasto para percorrer as três distâncias foi mensurado com o auxílio de um cronômetro digital da marca SONY com precisão de centésimos de segundo. Os riscos de participação foram mínimos, pois durante todo o trajeto um avaliador permaneceu próximo ao participante para prevenção de possíveis acidentes.

No momento em que o participante percorria qualquer uma das três distâncias no ambiente regular, três observadores foram estrategicamente posicionados para avaliá-lo.

Um o acompanhava durante todos os trajetos, e os outros foram posicionados no início e no final do trajeto. Neste ambiente, onde o comportamento não foi filmado, ao final da coleta de cada participante, os observadores decidiram, em conjunto, a classificação atribuída na EMF. Cada avaliador preenchia a ficha de coleta, indicando a classificação que melhor cabia ao avaliado, após esse procedimento, a maior incidência do resultado definia a classificação final do participante. No caso de discordância entre os avaliadores, o participante era re-avaliado 15 dias após a data da primeira avaliação. Para esta primeira análise do Estudo 1, a concordância inter-observadores foi de 100%.

Em seguida, com autorização dos pais ou responsáveis (termo de consentimento – ANEXO 3), a coleta em ambiente irregular (AI) foi realizada e o comportamento foi filmado por uma câmera analógica, da marca Panasonic (modelo NV – M9000PN S – VHS). O participante percorreu a distância de 5m dentro de sua própria residência, deslocando-se do quarto até a sala de televisão. O participante percorreu a distância de 50m em sua escola, instituição e/ou centro de reabilitação, indo da sala de aula ao pátio da escola em trajeto que requeria mudança de direção e apresentava irregularidades. Para os 500m, o indivíduo foi observado nas cercanias de sua residência. A câmera registrou o comportamento locomotor em cada tarefa realizada. Devido aos locais de coleta não serem fixos, a câmera era móvel.

Em ambiente irregular, um observador atribuiu o escore correspondente in loco. Os outros dois observadores assistiram duas vezes as filmagens, em um intervalo de 15 dias e codificaram o desempenho de acordo com a classificação da EMF. As análises intra- e inter-observadores definiram a classificação de cada participante em cada uma das distâncias. A concordância intra-observadores foi de 95,13% e a inter-observadores foi de 83%.

Para cada tentativa de cada sessão, o experimentador utilizou uma trena de 50m, com precisão em milímetros, para delimitar as distâncias.

2.3.4. Análise Estatística

Inicialmente os dados foram tratados por meio de estatística descritiva (médias e desvios padrão). As variáveis escalares foram analisadas pela estatística não-paramétrica. O teste T de Wilcoxon, medidas repetidas, foi empregado para comparar os dados relacionados às classificações na EMF entre tipo de ambiente (regular X irregular), considerando separadamente cada distância (5m, 50m e 500m), com um nível de

significância de $\alpha \leq 0,05$. O teste U de Mann-Whitney, amostras independentes, foi aplicado para as comparações das classificações na EMF entre tipo de PCE (unilateral X bilateral) considerando cada ambiente (regular e irregular) e cada distância (5m, 50m e 500m) separadamente ($\alpha \leq 0,05$). O teste T de Wilcoxon foi aplicado para comparar as classificações na EMF entre os tipos de ambiente (regular X irregular) considerando cada tipo de PCE e cada distância (5m, 50m e 500m) separadamente ($\alpha \leq 0,025$[6]). O teste U de Mann-Whitney foi aplicado para as comparações das classificações na EMF entre grupos etários (crianças X adolescentes) considerando cada ambiente (regular e irregular) e cada distância (5m, 50m e 500m) separadamente ($\alpha \leq 0,05$). O teste T de Wilcoxon foi aplicado para comparar as classificações na EMF entre os tipos de ambiente (regular X irregular) considerando os grupos etários (crianças e adolescentes) e cada distância (5m, 50m e 500m) separadamente ($\alpha \leq 0,025$[6]). O teste U de Mann-Whitney foi aplicado para as comparações das classificações na EMF entre as crianças pelo tipo de PCE (unilateral X bilateral) considerando cada ambiente (regular e irregular) e cada distância (5m, 50m e 500m) separadamente ($\alpha \leq 0,025$). O teste T de Wilcoxon foi aplicado para comparar as classificações na EMF quanto ao tipo de ambiente (regular X irregular) entre as crianças considerando cada tipo de PCE (unilateral e bilateral) e cada distância (5m, 50m e 500m) separadamente ($\alpha \leq 0,0125$). O teste U de Mann-Whitney foi aplicado para as comparações das classificações na EMF entre os adolescentes pelo tipo de PCE (unilateral X bilateral) considerando cada ambiente (regular e irregular) e cada distância (5m, 50m e 500m) separadamente ($\alpha \leq 0,025$). O teste T de Wilcoxon foi aplicado para comparar as classificações na EMF quanto ao tipo de ambiente (regular X irregular) entre os adolescentes considerando cada tipo de PCE (unilateral e bilateral) e cada distância (5m, 50m e 500m) separadamente ($\alpha \leq 0,0125$).

Os testes de normalidade de Shapiro-Wilk e de homogeneidade de Levine identificaram que as variáveis relacionadas ao tempo gasto não atendiam aos pressupostos, e, após serem transformadas pelo logaritmo de base 10 (log10), as variáveis relacionadas ao tempo gasto se comportaram dentro do esperado (Tabela 3). Os dados relacionados ao tempo gasto foram tratados por meio de ANOVA *tree-way* (2X2X2), tendo como fatores tipo de PCE (unilateral X bilateral), grupo etário (crianças X adolescentes), e ambiente (regular X irregular) separadamente para cada distância, com medidas repetidas no último

---

[6] *O nível de significância* (α) *foi ajustado em função do número de comparações em cada análise, evitando desta forma o erro tipo I.*

fator. Todas as análises estatísticas relativas ao tempo gasto foram realizadas com um nível de significância de $\alpha \leq 0,05$.

Tabela 3. Resultados dos testes de normalidade e homogeneidade para a variável tempo gasto transformada pelo log10 (AR=ambiente regular; AI=ambiente irregular; SW=Shapiro-Wilk).

Distância	Normalidade (Shapiro-Wilk)	Homogeneidade (Levine)
5m AR	SW_{31}=0,756; p=0,1	$F_{1,20}$=4,231; p=0,053
5m AI	SW_{31}=0,902; p=0,1	$F_{1,20}$=0,355; p=0,558
50m AR	SW_{30}=0,963; p=0,441	$F_{1,20}$=0,943; p=0,343
50m AI	SW_{29}=0,827; p=0,1	$F_{1,20}$=0,754; p=0,395
500m AR	SW_{23}=0,932; p=0,15	$F_{1,20}$=0,000; p=0,996
500m AI	SW_{26}=0,931; p=0,082	$F_{1,20}$=3,354; p=0,082

2.4. RESULTADOS

No início, os dados brutos relacionados à classificação da EMF e ao tempo gasto percorridos por cada participante são apresentados. Em seguida, os resultados da estatística não-paramétrica referentes às comparações das classificações na EMF entre tipo de ambiente, tipo de PCE e grupo etário são destacados. Por fim, os dados da estatística paramétrica referentes ao tempo gasto são exibidos.

2.4.1. Dados brutos

A Tabela 4 apresenta os valores brutos da classificação na EMF e tempo gasto para cada uma das distâncias percorridas por participante, considerando o grupo etário e o tipo de PCE. Observa-se que à medida que a distância percorrida aumenta, o número de participantes que completam o percurso diminui. Porém, isso ocorre com maior freqüência para o AR do que para o AI, e mais para a PCE bilateral do que para a unilateral. Independente do grupo etário, os participantes PCE bilateral apresentam maior número de desistências que os PCE unilateral.

Quando apenas os ambientes são comparados, independente do tipo de PCE e do grupo etário, as classificações na EMF para todas as distâncias percorridas apresentam as maiores médias para o AI. Em relação ao tempo gasto para percorrer as distâncias, os participantes gastaram mais tempo para percorrer os 50m e os 500m no AI.

Tabela 4. Valores de Escala de Mobilidade Funcional (EMF) e tempo gasto (TG) para cada ambiente (regular e irregular), distribuídas por grupo etário (criança e adolescentes) e tipo de PCE (bilateral e unilateral) cada distância percorrida (5m, 50m e 500m).

PARTIC.	5 METROS				50 METROS				500 METROS			
	EMFR	EMFI	TGR	TGI	EMFR	EMFI	TGR	TGI	EMFR	EMFI	TGR	TGI
A	5	6	4,25	7,82	5	6	31,51	53,78	-	6	-	481,62
B	2	4	7,99	13,1	2	2	70,66	134,43	-	-	-	-
C	5	6	5,19	3,19	5	6	45,22	20,22	4	6	482,84	328,8
D	6	6	3,59	3,5	6	6	26,38	52,67	4	6	558,94	522
E	6	6	3,85	3,89	6	6	34,04	32,89	6	6	499,43	315,3
F	6	6	6,08	10,13	6	6	56,94	113	6	6	495,22	576,65
G	1	4	172	110,15	1	-	298	-	-	-	-	-
H	6	6	3,55	5,82	6	6	18,96	42,97	6	6	286,19	239,25
I	6	6	2,28	4,16	6	6	13	39,45	6	6	289,15	709,65
M/DPcbi	4,8±1,9	5,6±0,9	23,2±55,8	18,0±34,7	4,8±1,9	5,5±1,4	66,1±88,9	61,2±40,5	5,3±1,0	6,0±0,0	435,3±117,3	453,3±166,7
J	3	4	8,25	14	3	1	65,82	52,55	-	3	-	887
K	6	6	3,34	9,53	6	6	19,59	52	6	6	243	509
L	1	4	9,03	8,23	1	1	84,82	74,81	-	1	-	645,39
M	1	1	5,93	14,43	1	-	70,44	-	-	1	-	1672,89
N	1	4	10,19	34,77	1	2	93,78	453,93	-	-	-	-
O	6	6	3,81	8,29	6	6	28,75	57,98	4	4	537,62	765,26
P	1	2	14	39	1	2	135	320,66	1	-	1609	-
M/DPabi	2,7±2,4	3,9±1,9	7,8±3,8	18,3±13,0	2,7±2,4	3,0±2,4	71,2±39,3	168,7±174,7	3,7±2,5	3,0±2,1	796,5±718,9	895,9±456,4

Legenda: PARTIC. = Participantes; EMFR = Escala de Mobilidade Funcional Ambiente Regular; EMFI = Escala de Mobilidade Funcional Ambiente Irregular; TGR = Tempo Gasto Ambiente Regular; TGI = Tempo Gasto Ambiente Irregular; M/DP = médias e desvios padrão; cbi = crianças com PCE bilateral; abi = adolescentes com PCE bilateral; cuni = crianças com PCE unilateral; auni = adolescentes com PCE unilateral; bi = dados gerais PCE bilateral; uni = dados gerais PCE unilateral; gc = dados gerais crianças; ga = dados gerais adolescentes; G = dados gerais; ▪ = diferenças significativas quanto ao tipo de ambiente para os 5 metros e os 500 metros ($p \leq 0,05$); • = diferenças significativas quanto ao tipo de PCE para as classificações da EMF nos 50 metros ambiente regular ($p \leq 0,05$); † = diferenças significativas quanto ao tipo de ambiente para PCE bilateral ($p \leq 0,025$); ‡ = diferenças significativas quanto ao tipo de ambiente para o grupo adolescente ($p \leq 0,025$).

Tabela 4 (continuação). Valores de Escala de Mobilidade Funcional (EMF) e tempo gasto (TG) para cada ambiente (regular e irregular), distribuídas por grupo etário (criança e adolescentes) e tipo de PCE (bilateral e unilateral) cada distância percorrida (5m, 50m e 500m).

PARTIC.	5 METROS				50 METROS				500 METROS			
	EMFR	EMFI	TGR	TGI	EMFR	EMFI	TGR	TGI	EMFR	EMFI	TGR	TGI
	6	6	2,59	6,12	6	6	15,71	38	6	6	250,34	491,65
R	1	1	213,68	47,05	-	1	-	278	-	-	-	-
S	6	6	1,94	6,87	6	6	19	49,51	6	6	538,13	488,73
T	6	6	3,43	9,42	6	6	27,94	44,37	6	6	477,03	292,13
U	5	6	4,97	8	5	6	35	43,84	5	6	509,81	532
V	6	6	5,89	11,53	6	6	69,69	49,47	6	6	496,84	462,97
X	6	6	6,42	13,28	6	6	45,99	68,77	6	6	474,47	498,29
W	6	6	6,41	10,72	6	6	40,4	45,93	6	6	404,28	352,22
Y	6	6	4,81	4,85	6	6	36,45	32,84	6	6	313,31	380,04
Z	6	6	4,99	7,98	6	6	33,94	49,14	6	6	389,34	451,73
M/DP/cuni	5,4±1,6	5,5±1,6	25,5±66,1	12,6±12, 4	5,9±0,3	5,5±1,6	36±15,9	70±73,7	5,9±0,3	6±0	428,2±96,8	438,9±79,6
AA	6	6	2,16	8,62	6	6	12,58	45	6	6	189,09	476
AB	6	6	2,09	8,14	6	6	15,56	37,87	5	6	265,72	489,71
AC	5	6	7,97	6,81	5	6	52,93	76,48	5	6	900,48	605,13
AD	6	6	3,47	6,46	6	6	16,62	43,43	5	6	519,28	459,68
AE	6	5	17,65	24,25	6	5	85,24	82,39	6	5	735,81	623,44
M/DP/auni	5,8±0,4	5,8±0,4	6,7±6,6	10,9±7,5	5,8±0,4	5,8±0,4	36,6±31,8	57±20,7	5,4±0,5	5,8±0,4	522,1±302,3	530,8±77,2
M/DP/bi	3,9±2,3†	4,8±1,6†	16,5±41,6	18,1±26,7	3,9±2,3•	4,4±2,2	68,3±69,5	107,2±125,2	4,8±1,7	4,8±2,0	555,7±412,8	637,7±378,0
M/DP/uni	5,5±1,3	5,6±1,3	19,2±53,9	12,0±10,7	5,9±0,4•	5,6±1,3	36,2±21,6	65,7±60,4	5,7±0,5	5,9±0,3	461,7±189,9	471,7±88,5
M/DP/gc	5,0±1,9	5,4±1,4	28,4±64,7	16,8±26,9	5,3±1,6	5,4±1,6	57±68,5	71,2±64,5	5,7±0,8	6±0	451,3±85,3	414,6±102,7
M/DP/ga	4,3±2,2‡	4,9±1,6‡	6,5±4,7	13,4±10,7	4,3±2,2	4,6±2,1	49,7±37,9	101,3±124,8	5±1,5	4,8±1,9	549,9±417,7	682,1±324
M/DP/G	4,7±2,0	5,2±1,5■	17,8±47,2	15,2±20,5¤	4,8±2,0	5,0±1,9	53,3±54,5	85,7±97,7¤	5,3±1,2	5,4±1,5■	498,5±292,4	548,3±272,1

Legenda: PARTIC. = Participantes; EMFR = Escala de Mobilidade Funcional Ambiente Regular; EMFI = Escala de Mobilidade Funcional Ambiente Irregular; TGR = Tempo Gasto Ambiente Regular; TGI = Tempo Gasto Ambiente Irregular; M/DP = médias e desvios padrão; cbi = crianças com PCE bilateral; abi = adolescentes com PCE bilateral; cuni = crianças com PCE unilateral; auni = adolescentes com PCE unilateral; bi = dados gerais PCE bilateral; uni = dados gerais PCE unilateral; gc = dados gerais crianças; ga = dados gerais adolescentes; G = dados gerais; ■ = diferenças significativas quanto ao tipo de ambiente para os 5 metros e os 500 metros ($p \leq 0,05$); • = diferenças significativas quanto ao tipo de PCE para as classificações da EMF nos 50 metros ambiente regular ($p \leq 0,05$); † = diferenças significativas quanto ao tipo de ambiente para PCE bilateral ($p \leq 0,025$); ‡ = diferenças significativas quanto ao tipo de ambiente para o grupo adolescente ($p \leq 0,025$).

Quando o tipo de PCE é comparado, os participantes PCE bilateral apresentaram as menores médias de classificação na EMF e levaram mais tempo para percorrer os 50 e os 500m. Já quando os grupos etários são comparados, as crianças apresentaram as maiores médias na classificação na EMF e levaram menos tempo para percorrer os 500m.

Em relação às classificações na EMF para os 5m em AR, as crianças com PCE bilateral apresentaram menores médias quando comparadas com crianças PCE unilateral; em contrapartida, as médias foram semelhantes para o AI. Para percorrer os 50 e os 500m, as classificações na EMF das crianças PCE unilateral foram maiores do que as das crianças com PCE bilateral tanto para AR quanto para AI. Para o tempo gasto, as crianças PCE bilateral gastaram menos tempo para percorrer os 5m para AI do que as crianças PCE unilateral; entretanto, para as maiores distâncias, as crianças PCE unilateral utilizaram menos tempo para percorrê-las, tanto para AI quanto para AR. Para os adolescentes, os PCE unilateral mostraram os melhores resultados tanto nas classificações da EMF quanto no tempo gasto para as três distâncias nos dois ambientes.

2.4.2. Ambiente e classificação na EMF

O teste T de Wilcoxon apontou diferenças entre AR e AI para os 5 metros (T=-2,658; p=0,008) e para os 500m (T=-1,933; p=0,05), onde nas duas distâncias os participantes apresentaram maiores resultados na classificação na EMF quando foram avaliados em AI (Tabela 4). Não houve diferença para os 50m (T=-0,905; p=0,366).

O teste U de Mann-Whitney comparou a classificação na EMF entre os tipos de PCE (unilateral e bilateral) separadamente para cada tipo de ambiente (regular e irregular) e encontrou diferenças apenas nos 50 metros AR (U=-2,683; p=0,019). Indivíduos PCE bilateral foram mais dependentes do emprego de equipamentos nesta distância (Tabela 4). Os valores estatísticos, não significativos, para as outras variáveis foram: 5 metros AR (U=-2,203; p=0,056), 5 metros AI (U=-1,403; p=0,275), 50 metros AI (U=-1,024; p=0,449), 500 metros AR (U=-1,418; p=0,235) e 500 metros AI (U=-1,421; p=0,347).

O teste T de Wilcoxon foi aplicado para comparar a classificação na EMF quanto ao tipo de ambiente entre os participantes com PCE bilateral, e para esse grupo diferenças foram encontradas apenas para os 5 metros (T=-2,724; p=0,006). As

melhores classificações na EMF foram para o AI (Tabela 4). Para as outras distâncias não foram apontadas diferenças: 50 metros (T=-1,000; p=0,317) e 500 metros (T=-1,633; p=0,102). Para os participantes PCE unilateral nenhuma diferença quanto ao tipo de ambiente foi encontrada: 5 metros (T=0; p=1,000), 50 metros (T=0; p=1,000) e 500 metros (T=-1,000; p=0,317).

O teste U de Mann-Whitney comparou a classificação na EMF entre os grupos etários (crianças e adolescentes) separadamente para cada tipo de ambiente (regular e irregular) e não encontrou diferenças: 5 metros AR (U=-0,952; p=0,423), 5 metros AI (U=-1,187; p=0,358), 50 metros AR (U=-1,278; p=0,285), 50 metros AI (U=-1,310; p=0,331), 500 metros AR (U=-1,600; p=0,190) e 500 metros AI (U=-2,423; p=0,101).

O teste T de Wilcoxon foi aplicado para comparar a classificação na EMF entre o tipo de ambiente para o grupo criança, e para esse grupo nenhuma diferença foi encontrada: 5 metros (T=-1,841; p=0,066), 50 metros (T=-1,414; p=0,157) e 500 metros (T=-1,414; p=0,157). Entretanto, quando o tipo de ambiente foi comparado para o grupo adolescente, não foram encontradas diferenças nos 5 metros (T=-1,933; p=0,05), nos 50 metros (T=-0,333; p=0,739) e 500 metros (T=-1,342; p=0,180).

A classificação na EMF do grupo crianças foi comparado quanto ao tipo de PCE para cada ambiente separadamente pelo teste U de Mann-Whitney, que não apontou nenhuma diferença: 5 metros AR (U=-1,432; p=0,238), 5 metros AI (U=-0,356; p=0,815), 50 metros AR (U=-2,189; p=0,067), 50 metros AI (U=-0,060; p=0,972), 500 metros AR (U=-1,972; p=0,142) e 500 metros AI (U=0; p=1,000).

Para o grupo de crianças PCE bilateral, o teste T de Wilcoxon encontrou diferenças quanto à classificação na EMF para os 5 metros (T=-2,414; p=0,016), onde em ambiente irregular foram mais independentes do emprego de equipamentos. Porém não foram encontradas diferenças para os, 50 metros (T=-2,000; p=0,046) e 500 metros (T=-2,000; p=0,046). O mesmo aconteceu com o grupo crianças PCE bilateral: 5 metros (T=0; p=1,000), 50 metros (T=0; p=1,000) e 500 metros (T=0; p=1,000).

A classificação na EMF do grupo adolescente com PCE unilateral foi comparada quanto ao tipo de ambiente pelo teste U de Mann-Whitney, que não apontou diferenças: 5 metros AR (U=-1,680; p=0,129), 5 metros AI (U=-1,388; p=0,254), 50 metros AR (U=-1,680; p=0,129), 50 metros AI (U=-1,169; p=0,364), 500 metros AR (U=-0,295; p=0,792) e 500 metros AI (U=-1,338; p=0,284).

Para o grupo de adolescentes PCE bilateral, o teste T de Wilcoxon não encontrou diferenças na classificação na EMF entre os tipos de ambiente: 5 metros (T=-

2,070; p=0,038), 50 metros (T=-0,378; p=0,705) e 500 metros (T=-1,000; p=0,317). O mesmo ocorreu com o grupo de adolescentes PCE bilateral: 5 metros (T=0; p=1,000), 50 metros (T=0; p=1,000) e 500 metros (T=-1,000; p=0,317).

2.4.3. Ambiente e Tempo Gasto

A ANOVA evidenciou efeito principal de tipo de ambiente no tempo gasto para os 5 metros ($F_{1,27}$=20,036; p=0,001) e para os 50 metros ($F_{1,24}$=22,574; p=0,001). Indivíduos PCE levam menos tempo para percorrer os 5 metros e mais tempo para percorrer os 50 metros quando avaliados em AR (Tabela 4). Não foram encontradas diferenças no tempo gasto quanto ao tipo de ambiente para os 500 metros ($F_{1,18}$=2,281; p=0,148). Não houve interações no tempo gasto entre ambiente e tipo de PCE para nenhuma das distâncias: 5 metros ($F_{1,27}$=0,247; p=0,623), 50 metros ($F_{1,24}$=0,026; p=0,873) e 500 metros ($F_{1,18}$=0,613; p=0,444).

Ocorreram interações no tempo gasto entre ambiente e grupo etário para os 5 metros ($F_{1,27}$=4,146; p=0,05) e para os 500 metros ($F_{1,18}$=9,629; p=0,006). Os adolescentes percorreram os 5 metros em menor tempo que as crianças em AR, mas são similares no AI (Figura 2).

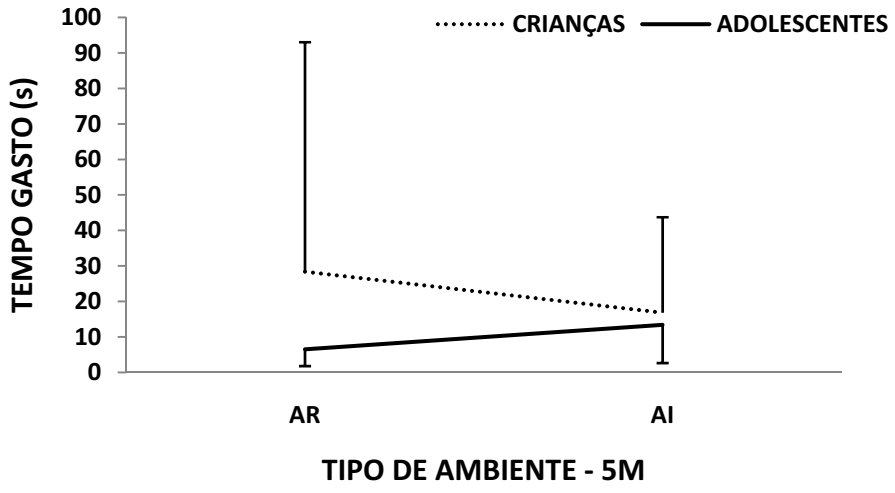


Figura 2. Interação entre tempo gasto e tipo de ambiente (regular e irregular) nos 5 metros para os grupos etários (crianças e adolescentes).

Para os 500 metros, os adolescentes percorreram os 500 metros em AI em maior tempo que as crianças, mas foram similares no AR (Figura 3). Não houve interação para

os 50 metros ($F_{1,24}$=3,026; p=0,095). Não ocorreram interações no tempo gasto entre ambiente, tipo de PCE e grupo etário: 5 metros ($F_{1,27}$=0,395; p=0,535), 50 metros ($F_{1,24}$=0,083; p=0,775) e 500 metros ($F_{1,18}$=2,647; p=0,121).

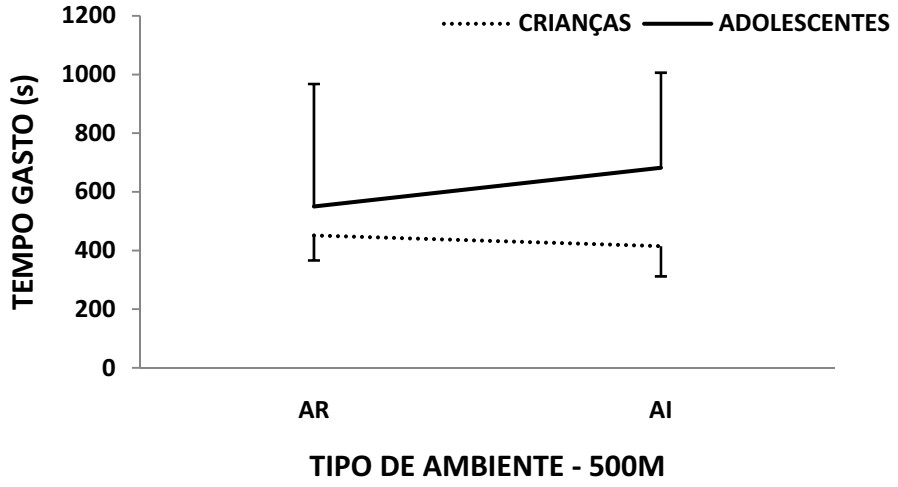


Figura 3. Interação entre tempo gasto e tipo de ambiente (regular e irregular) nos 500 metros para os grupos etários (crianças e adolescentes).

2.5. DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo observacional foi analisar e comparar a mobilidade funcional de indivíduos com PCE (classificação na EMF e tempo gasto), em ambientes regulares e irregulares nas distâncias: 5m, 50m e 500m. O AR foi caracterizado por locais previamente demarcados pelo avaliador (em corredores, pátios ou quadras poliesportivas), livres de qualquer irregularidade. O AI por locais pertencentes ao cotidiano do avaliado, como residência, escola e vizinhança.

Estudo semelhante foi realizado por Kleiner e colaboradores (2008), que observaram 68 participantes (30 diplégicos, 23 hemiplégicos e 15 tetraplégicos) percorrendo as 3 distâncias (5m, 50m e 500m), em um trajeto previamente demarcado. Seus comportamentos foram mensurados quanto ao tempo gasto e à classificação na EMF, porém, a locomoção destes participantes foi observada apenas em AR. Estes também foram distribuídos em 3 grupos etários: grupo crianças (4-12 anos); grupo jovens (13–19 anos) e grupo adultos (20-45 anos). Para as duas variáveis dependentes,

não houve diferenças quanto ao grupo etário, mas indivíduos com PCE unilateral obtiveram melhores resultados para todas as distâncias percorridas.

Nos resultados do presente estudo não foram encontradas diferenças quanto ao tipo de PCE para as classificações da EMF e tempo gasto para os dois ambientes (regular e irregular), concordando com os resultados de Kleiner et al. (2008, no prelo). Quando os grupos etários foram comparados, diferenças entre crianças e adolescentes foram encontradas para a variável tempo gasto. Quando os tipos de ambiente foram comparados, independente do tipo de PCE e do grupo etário, os resultados mostraram que as características ambientais influenciam nas classificações da EMF e no tempo gasto. Estes resultados são discutidos nos tópicos seguintes.

2.5.1. Características ambientais influenciam o emprego de equipamentos e o tempo gasto durante a locomoção de indivíduos PCE.

Independente do tipo de PCE e do grupo etário houveram diferenças entre o AR e AI quanto à classificação na EMF e ao tempo gasto para se locomover. Em relação ao tipo de ambiente, em AI, o número de participantes que completaram as três distâncias aumentou (Tabela 4) e houve melhora na classificação da EMF, que pode ser observada pela menor utilização dos equipamentos auxiliares na locomoção. Estes resultados destacam que, em seu ambiente cotidiano, indivíduos PCE encontram maiores possibilidades de se locomover sem o auxílio de equipamentos. A variável tempo gasto para os 50m e para os 500m apresentou médias maiores quando os indivíduos foram avaliados em AI, isso ocorreu porque quando o indivíduo PCE se locomove deve desviar de objetos e pessoas, o que aumenta o tempo para percorrer o trajeto.

Em relação à classificação na EMF, diferenças foram encontradas nos 5m e nos 500m, onde a utilização de equipamentos auxiliares durante a locomoção foi maior em AR. Os indivíduos PCE em seu cotidiano, assim como qualquer outro indivíduo, não se locomovem em ambientes lisos, mas em ambientes irregulares, com degraus, buracos, ruas sem asfalto, sem calçadas e diversos outros tipos de obstáculos dispostos em seu caminho, onde devem se adaptar para interagir da melhor forma possível ao ambiente, sendo este doméstico ou social (sua vizinhança, por exemplo). Os estudos de Berry et al. (1996), Lepage et al. (1998), Palisiano et al. (2003) e Østensjø et al. (2003), apesar de não compararem ambientes regulares com irregulares, apontam que indivíduos PCE

se locomovem de formas diferentes quando estão em ambientes domésticos comparados quando estão em locais sociais (escolas e vizinhança, por exemplo). Ainda, estes autores afirmam que quanto maior a distância percorrida maior o auxílio de equipamentos ou de assistência. Os resultados deste estudo, além de confirmarem estes dados, revelam que quando indivíduos PCE se locomovem em locais regulares há maior dependência de equipamentos. Em ambientes do seu cotidiano, eles encontram maior segurança para se locomover sem o auxílio de equipamentos.

Entretanto, os resultados deste estudo não evidenciaram diferenças entre AR e AI para os 50m, ou seja, ambientes escolares e institucionais. Considerando que os ambientes escolares ou institucionais foram empregados tanto nas coletas de AR como nas de AI, sendo assim, não era esperado observar efeito principal de ambiente nesta distância. Ainda, há semelhança entre os ambientes, pois tanto os centros de reabilitação quanto as escolas são adaptadas às necessidades da criança com deficiência. Esse fato pode ser explicado pelas características do AI, mesmo sendo na instituição, ambiente adaptado, esse percurso possuía curvas, rampas e degraus, características não encontradas em AR.

O tempo gasto também apresentou diferenças nos 5m, mas não houve significância para os 500m. As características do ambiente foram determinantes no tempo gasto, visto que nos 5m e nos 50m em AR, o tempo gasto foi menor quando comparado com o AI. Em relação aos 500m, esperava-se que os participantes percorressem em menor tempo essa distância também no AR. Independente do ambiente, essa distância exige maior gasto energético e, como conseqüência, pode aumentar a fadiga muscular. Os músculos espásticos fadigam rapidamente, devido à fraqueza muscular, dentre outras características da SNMS (DAMIANO et al., 2002; DAMIANO & ABEL, 1998).

Para DAMIANO e co-autores (DAMIANO et al., 2006; DAMIANO et al., 2002; DAMIANO & ABEL, 1998), a força de diferentes músculos dos membros inferiores se associa positivamente com as habilidades motoras globais e com parâmetros da marcha, tais como a velocidade e a eficiência (índice de custo fisiológico) em crianças PCE. Diante destes resultados, as seguintes especulações podem ser feitas: 1) sinais negativos da espasticidade, em especial a fraqueza muscular, não são influenciados pelo tipo de ambiente quando grandes distâncias são percorridas; 2) Talvez, também pela fraqueza muscular, os indivíduos com PCE são mais dependentes de equipamentos no AR. Assim, a mobilidade funcional de portadores de PCE pode ser influenciada

primariamente pelos sinais negativos, especialmente a fraqueza muscular. O baixo nível de atividade física, a diminuição dos impulsos motores, as mudanças nas propriedades elásticas dos músculos, as alterações nas vias de inibição recíproca dos músculos agonistas e antagonistas e a espasticidade são fatores que podem contribuir para a fraqueza muscular (DAMIANO et al., 2002). Além disso, a força no membro inferior interfere na velocidade do andar (DAMIANO et al., 1995). Por conta deste sinal negativo da SNMS, esperava-se encontrar diferenças quanto ao tipo de PCE para as variáveis avaliadas, como observado no estudo de Kleiner e colaboradores (2008), contudo isso não foi evidenciado nos resultados estatísticos. O próximo tópico discute estes resultados.

2.5.2. Características ambientais não influenciam no emprego de equipamentos e no tempo gasto durante a locomoção quando os tipos de PCE são comparados.

Assim como esperado, os dados brutos relacionados ao tipo de PCE, indivíduos PCE unilateral apresentaram o menor número de desistências nos 50m e nos 500m, tanto para AR quanto para AI e as melhores médias quanto à independência em mobilidade e ao tempo gasto, comparados com os de PCE bilateral. Isso ocorreu devido às características locomotoras dos indivíduos com PCE unilateral (KLEINER et al., 2008). Todavia, a estatística não relevou diferenças entre os tipos de PCE (unilateral e bilateral) quanto à classificação na EMF e ao tempo gasto quando AR e AI foram comparados. Cada tipo de PCE é decorrente de um tipo lesão e do período em que esta ocorreu. A PCE unilateral (ou hemiplégica), mais comum, está associada à lesão em um único hemisfério na maioria dos casos e suas causas mais freqüentes são: alguns tipos de malformações cerebrais, acidentes vasculares ocorridos ainda na vida intra-uterina e traumatismos crânio-encefálicos. As PCE bilaterais (diplégica e tetraplégica) estão associadas à leucomalácia periventricular, onde as desordens do movimento ocorrem depois de hiperbilirrubinemia e lesão nos núcleos da base. Ainda, as PCE bilaterais estão associadas a lesões difusas graves no SNC (infecções, hipóxia e traumas) e a malformações cerebrais graves (ARCADI & BAX, 1998; DABNEY et al., 1997). Desta forma, os indivíduos com PCE unilateral possuem um dos membros inferiores não comprometido, ou seja, não afetado pela PCE. Estes, na maioria dos casos apresentam bom prognóstico motor e adquirem marcha independente (PIOVESANA et al., 1998).

Indivíduos PCE unilateral possuem o tônus muscular anormal e apresentam movimentos comprometidos em apenas um dos hemicorpos (CAMPBEL, 1991), que garante a compensação do lado não afetado no desempenho da marcha (DAMIANO & ABEL, 1998; SHUMMAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003).

A compensação do lado não afetado durante a marcha tem sido amplamente documentada (DAMIANO et al., 2006; SHUMMAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003; CHAMBERS, 2001; DAMIANO & ABEL, 1998). O emprego de equipamentos é mais observado em indivíduos que possuem os dois membros inferiores acometidos pela PCE (FLETT, 2003). Assim, esperava-se encontrar diferenças referentes à classificação na EMF e ao tempo gasto, o que não foi estatisticamente evidenciado. Utilizando a GMFCS, Gorter e colaboradores (2004) também não encontram diferenças quanto à topografia (unilateral ou bilateral) nas classificações na GMFCS. As características estruturais e funcionais dos grupos avaliados (PCE unilateral X PCE bilateral) neste estudo eram diferentes, porém, a necessidade do emprego de equipamento para auxiliar na mobilidade foi semelhante (Tabela 4).

Não foi encontrada nenhuma diferença quanto ao emprego de equipamento nas três distâncias para os indivíduos PCE unilateral entre os ambientes (regular e irregular). Devidos as características de compensação apresentadas por este tipo de PCE, a necessidade do emprego de equipamentos é reduzida. Como pode ser também observado nos indivíduos avaliados neste estudo, dos 15 PCE unilateral apenas 1 participante utilizava equipamentos (no caso cadeira de rodas) para se locomover. Essa característica do grupo hemiplégico avaliado influenciou nos resultados.

Os indivíduos PCE bilateral apresentaram diferenças quanto ao emprego de equipamentos apenas nas distâncias de 5m, onde obtiveram melhor classificação na EMF para AI. Os resultados apontam que indivíduos PCE bilateral, estando em ambiente constante, no caso em sua residência, encontram diversas possibilidades para se locomover, como engatinhar, segurar em paredes ou objetos. Os estudos de Tieman et al. (2004), Lepage et al. (1998) e Barry et al. (1998) revelam que indivíduos PCE que engatinham, o fazem mais em casa do que na escola e na vizinhança ou em locais sociais. Entretanto, já era esperado não encontrar diferenças para os 50m e para os 500m, pois assim como nos estudos de Tieman et al. (2004), Lepage et al. (1998) e Barry et al. (1998), indivíduos PCE bilateral são mais dependentes do uso de equipamentos para locomoção em distâncias longas. Cabe destacar que dos 16 participantes com PCE bilateral, 9 apresentavam marcha independente, e as 7 crianças

que se locomoviam com equipamentos (cadeira de rodas e andador) não conseguiram percorrer todas as distâncias. O maior número de indivíduos deambuladores neste grupo era composto por crianças, o que pode ter influenciado nestes resultados.

Concluindo o tópico, os resultados relacionados ao tipo de PCE discutidos aqui revelaram que as características topográficas não influenciam na mobilidade funcional e no tempo gasto na locomoção. Talvez estes resultados tenham sido influenciados pelo tamanho amostral e pela maioria dos participantes apresentarem marcha independente, pois as diferenças locomotoras entre os tipos de PCE são evidenciadas, na literatura, com diferenças quanto à necessidade do emprego de equipamentos (KLEINER et al. 2008, no prelo) e variáveis espaciais e temporais do andar (DAMIANO et al., 2006; DAMIANO & ABEL, 1998).

A seguir os resultados relacionados aos grupos etários serão argumentados.

2.5.3. Características ambientais não influenciam na classificação na EMF, porém influenciam no tempo gasto quando os grupos etários são comparados.

Pela observação dos dados brutos, as crianças apresentaram maiores médias da EMF quando comparadas aos adolescentes; entretanto, as médias do tempo gasto nos 5m foram menores para o grupo adolescente. Os testes estatísticos não encontraram diferenças entre os grupos etários quanto à classificação na EMF; porém, houve diferença quanto ao tempo gasto quando os grupos etários foram comparados, separadamente por ambiente. Esperava-se também encontrar diferenças quanto ao emprego de equipamentos devido às deformidades progressivas das alterações neurológicas e músculo-esqueléticas decorrentes da SNMS que comprometem a função motora ao longo do tempo (LOVE et al., 2001; GRAHAM, 2001; COSGROVE et al., 1994), ou seja, quanto mais velhos os indivíduos com PCE, mais fracos e, conseqüentemente, maior é o emprego de equipamentos e o tempo gasto para percorrer grandes distâncias.

Quanto à variável tempo gasto, diferenças foram reveladas para os 5m, onde os adolescentes percorreram os ambientes regulares e irregulares em menor tempo, quando comparados com as crianças. Porém, quando o AI e o AR foram comparados separadamente para cada grupo, as crianças percorreram a distância curta em menor tempo em AI e os adolescentes gastaram mais tempo neste tipo de ambiente, talvez por

se locomoverem com maior cautela para evitar quedas. Para os 500m, o oposto aconteceu, onde as crianças completaram esta distância em menor tempo nos dois ambientes. Mais uma vez, quando o AR e o AI foram comparados entre os adolescentes, maior tempo para se locomover em AI foi observado, revelando que talvez esta seja uma forma de evitar tropeços e quedas frente às características do relevo.

Os resultados encontrados nos 500m apontaram que as características estruturais (deformidades ósseas, articulares e musculares) dos adolescentes influenciaram no tempo gasto nos dois ambientes, os quais levaram mais tempo quando comparados com as crianças. Estudos longitudinais, também têm revelado que há deterioração nos parâmetros cinemáticos da marcha com o avanço da idade (JOHSON et al., 1997; NORLIN & ONDERICK, 1986). Johnson et al. (1997), com crianças PCE bilateral, revelaram que existe um relacionamento entre o crescimento ósseo e as mudanças desenvolvimentais observadas na marcha, indicando diminuição funcional com o passar do tempo. Wright e Rang (1989), utilizando modelo animal, relataram que a espasticidade pode causar contraturas musculares e deformidades articulares em função do crescimento muscular não acompanhar o crescimento ósseo. Os resultados do presente estudo confirmam os resultados de Johnson et al. (1997) e Wright e Rang (1989). Entretanto, este argumento somente pode ser aplicado para longas distâncias, pois as restrições estruturais não influenciaram no tempo gasto para percorrer os 50 metros.

Não foram evidenciadas diferenças entre os tipos de PCE (unilateral e bilateral), independente do grupo etário, quanto à classificação na EMF e ao tempo gasto quando os AR e AI foram comparados. Indivíduos com PCE apresentam desordens motoras de natureza multifatorial, onde diversos fatores interagem produzindo limitações em sua marcha, dentre estes a sua topografia e a faixa etária. Apesar da PCE ter caráter não progressivo, as deficiências e incapacidades do indivíduo com PCE podem mudar ao longo do tempo (HOWLE, 1999). Esse fato pode ser observado uma vez que o crescimento corporal nesses indivíduos geralmente não é acompanhado de aumento progressivo nas funções músculo-esqueléticas e nas capacidades motoras, podendo resultar no desenvolvimento de compensações funcionais ou até mesmo estruturais. Dessa forma, estabelece-se uma condição bastante complexa, onde o comprometimento das estruturas e funções neuromusculoesqueléticas influencia diretamente o ritmo de aquisição de habilidade e a qualidade do desempenho funcional. Conseqüentemente, a funcionalidade desses indivíduos fica comprometida, uma vez que as mudanças

observadas nas capacidades dos mesmos não acompanham de maneira proporcional, as demandas gradativamente mais complexas de atividades e tarefas da vida diária (HOWLE, 1999). O presente estudo apresenta algumas limitações como à amostra reduzida o que pode ter influenciado em alguns resultados. Além disso, os ambientes irregulares eram diferentes para cada participante podendo um local apresentar maiores desafios à sua locomoção que o outro.

2.6. CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo permitem concluir que:

(i) O ambiente influencia na mobilidade funcional de indivíduos PCE: quando os ambientes são comparados, independente do tipo de PCE e do grupo etário, diferenças quanto à mobilidade funcional são encontradas nos 5m e nos 500m, onde em AI indivíduos PCE são menos dependentes do auxílio de equipamentos; e para a variável tempo gasto diferenças foram encontradas nos 5m e nos 50m, onde em AR os participantes percorreram estas distâncias em menor tempo;

(ii) O tipo de PCE não apontou diferenças quanto a mobilidade funcional e ao tempo gasto para nenhum tipo de ambiente;

(iii) As características estruturais do indivíduo PCE, inferidos pela idade, influenciam no tempo gasto para os 5m e os 500m.

Considerando os efeitos do ambiente observados neste estudo exploratório, surgiu o seguinte questionamento: em ambiente de laboratório, com maior controle das variáveis intervenientes, quais seriam as mudanças no comportamento locomotor de crianças com PCE em terrenos irregulares em relação ao padrão de marcha em superfícies planas? Este questionamento gerou a proposta do Estudo 2.

3. ESTUDO 2: CINEMÁTICA E CINÉTICA DA LOCOMOÇÃO ADAPTATIVA DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL ESPÁSTICA: COMPARAÇÕES ENTRE CONDIÇÕES DE OBSTÁCULO, TIPO DE PCE E HEMICORPO.

3.1. INTRODUÇÃO

Durante a locomoção e a realização de tarefas do dia-a-dia, a criança PCE, como qualquer pessoa, deve interagir com sucesso em seus ambientes cotidianos, sendo estes regulares ou irregulares. A locomoção adaptativa consiste na capacidade de ajustar o padrão básico de locomoção às demandas do ambiente considerando as condições do indivíduo e a meta da tarefa, com a preocupação em manter o equilíbrio dinâmico (MORAES & GOBBI, 2008).

O controle do equilíbrio dinâmico durante o deslocamento a uma direção desejada é um dos principais requerimentos para o sucesso locomotor (PATLA, 2003; 1997; 1991). Para satisfazer os requerimentos frente às demandas ambientais, estratégias locomotoras adaptativas são necessárias (PATLA et al., 2006; PATLA, 2003; GOBBI & PATLA, 1997; PATLA, 1997; GOBBI, 1996; PATLA et al., 1996; PATLA, 1991). Estas estratégias são selecionadas com base nas características do terreno e as possibilidades do sistema efetor em realizá-las, considerando a relação segurança/estabilidade e eficiência/economia da ação (PATLA et al., 2006; GOBBI & PATLA, 1997; PATLA et al., 1991), e estão baseadas no custo benefício (PATLA et al., 2006; GOBBI & PATLA, 1997; PATLA et al., 1996).

Um aumento na demanda do sistema de controle postural para a marcha em ambientes irregulares é esperada quando comparada com o andar em ambientes regulares (SAID et al., 2008). Um exemplo disso está na tarefa de transpor obstáculos, onde as demandas do controle postural sempre variam de acordo com a altura do obstáculo e com a perna que o ultrapassa. Durante a transposição da perna de abordagem (PA - a primeira que transpõe o obstáculo), o centro de massa é projetado para fora da base de suporte e, caso a PA tropece no obstáculo, existe um tempo muito curto para posicioná-la novamente (SAID et al., 2008; CHOU et al., 2001). Durante a transposição da perna de suporte (PS), o centro de massa está próximo da base de suporte e existe um tempo maior para modificar a trajetória do pé, então o controle do equilíbrio é menos crítico (SAID et al., 2008; CHOU et al., 2001).

Desta maneira, a estabilidade durante a locomoção adaptativa é mantida através dos mecanismos de controle reativos, preditivos e antecipatórios (MORAES & GOBBI, 2008; PATLA et al., 2006; PATLA, 2003) e estas objetivam o controle do centro de massa (posição e velocidade) através dos movimentos e mudanças da base de suporte (PATLA et al., 2006; PATLA, 2003). A Figura 4 ilustra cada uma destas estratégias.

O controle reativo consiste na detecção sensorial de uma perturbação inesperada à estabilidade dinâmica (MORAES & GOBBI, 2008; PATLA, 2003), sendo considerada a última instância possível de recuperação do equilíbrio (MORAES & GOBBI, 2008). Por exemplo, durante a transposição de um obstáculo a pessoa eleva o membro inferior insuficientemente e tropeça, e o controle reativo, inicialmente, através dos reflexos mono e poli-sinápticos, tentará restabelecer o equilíbrio dinâmico. O mecanismo reativo de recuperação varia das propriedades passivas dos tecidos que podem fornecer uma resposta instantânea, às respostas voluntárias que ocorrem em cerca de 200ms. A primeira linha de defesa ativada contra uma perturbação são os reflexos mono-sinápticos com latência de resposta de 30-40ms. A próxima latência, é um pouco mais demorada, são as dos reflexos poli-sinápticos que levam de 70-90ms. Estas respostas reflexas aumentam a rigidez articular e não estão relacionados às estratégias relevantes funcionais de recuperação vistas nas latências mais longas. As estratégias de recuperação funcionais evidenciam uma clara modulação que ocorre no ciclo do passo: a resposta não ocorre apenas em função do estímulo, mas também ao estado atual do sistema. Respostas reativas verdadeiras são apenas observadas na primeira exposição à perturbação. Respostas subseqüentes ao controle reativo mostram

mudanças nos passos que antecedem a abordagem do obstáculo para manter o equilíbrio (PATLA, 2003).

O controle antecipatório é dependente das informações visuais e afetado pelo conhecimento e experiências anteriores (PATLA, 2003). Com base na informação visual, modificações são efetuadas no padrão de locomoção para que o indivíduo se adapte proativamente às condições ambientais evitando a perda de equilíbrio (MORAES & GOBBI, 2008; PATLA, 2003).

O mecanismo preditivo permite ao indivíduo, por meio de sua experiência anterior, predizer as perturbações motoras esperadas geradas pela realização de movimentos voluntários isolados ou concorrentes. O mecanismo preditivo do equilíbrio está envolvido em controlar o centro de massa do corpo (velocidade e posição) e estabilidade articular para prevenir o impacto articular através da estimativa de uma perturbação esperada (MORAES & GOBBI, 2008; PATLA, 2003).

Figura 4. Estratégias para a estabilidade dinâmica durante a locomoção adaptativa (adaptada de Patla (2003).

A magnitude da perturbação inesperada, que somente pode ser superada pelo mecanismo de controle reativo, muitas vezes pode não ser contrabalanceada e a queda é

inevitável. Idealmente, somente o controle antecipatório permite prever, através da informação visual, potenciais riscos ambientais à estabilidade e deve ser primariamente utilizado no controle da locomoção adaptativa (MORAES & GOBBI, 2008).

Assim para o sucesso locomotor, o sistema visual extrai basicamente dois tipos de informação: as exteroceptivas e as exproprioceptivas. A informação exteroceptiva permite ao indivíduo estimar à distância, as características e localização dos objetos no ambiente (GOBBI & PATLA, 1997; GOBBI, 1996; PATLA et al., 1996). A informação exproprioceptiva, durante a fase de aproximação do obstáculo, é crucial para realizar os ajustes relacionados ao posicionamento adequado dos pés em relação ao obstáculo e, durante a fase de abordagem, para que não ocorra contato dos pés com o obstáculo (PATLA & GREIG, 2006). Ambas são também utilizadas para planejar as mudanças adaptativas a serem executadas durante a fase de aproximação do obstáculo, em especial, as informações visuais adquiridas nos três últimos passos antes da abordagem (PATLA & VICKERS, 2003).

A extração das informações exteroceptiva e exproprioceptiva é relevante para que o indivíduo possa estimar corretamente os locais do posicionamento dos pés em relação ao obstáculo, bem como corrigi-los à medida que se aproxima (PATLA et al., 2006; PATLA, 2003; PATLA, 1997). A passada anterior é onde acontece o planejamento da margem de segurança do pé com o obstáculo garantindo acurada informação sobre suas propriedades (PATLA et al., 2002). As informações obtidas na passada anterior garantem a elevação da PA; por outro lado, as informações cinestésicas da PA são empregadas para ajustar a elevação da PS (segunda a ultrapassar o obstáculo), garantindo parte do sucesso da ação (SPARROW et al., 1996). Entretanto, as características cinemáticas da PS são diferentes das da PA. A PA utiliza as articulações do quadril e do joelho durante a ultrapassagem (SPARROW et al., 1996; PATLA & RIETDYK, 1993), enquanto a PS, as articulações do joelho e do tornozelo apresentam maior flexão (PATLA & RIETDYK, 1993).

As restrições ambientais da tarefa de transpor obstáculos também impõem diferentes respostas cinéticas para a PA e para a de suporte (BEGG et al., 1998). O eixo vertical da força de reação do solo (FRS) implica na absorção das forças no contato do pé com o solo e na propulsão para transpor o obstáculo (McFAYDEN et al., 1999; BEGG et al., 1998; PATLA, 1991). Em adultos jovens, os dados da força vertical de reação do solo revelam que a PS apresenta maior força tanto na absorção quanto na

propulsão e menor vale quando comparada com a PA, para qualquer condição de altura de obstáculo (BEGG et al., 1998).

O comportamento locomotor ao transpor obstáculos tem sido observado em crianças PCE diplégicas (KLEINER et al., 2008; KLEINER et al., 2007; LAW & WEBB, 2005) e hemiplégicas (PETRARCA et al., 2006). Petrarca e colaboradores (2006) avaliaram o comportamento locomotor de 12 crianças PCE hemiplégicas (PCEH - média de idade 9 anos) e 5 crianças com desenvolvimento normal (média de idade 9 anos) durante a ultrapassagem de obstáculos. As condições de ambiente propostas foram: 1) sem obstáculo; 2) com obstáculos (0%, 10%, 15% e 20% do comprimento do membro inferior). As crianças foram convidadas a realizar a tarefa na velocidade preferida, sendo que as com desenvolvimento normal foram instruídas para ultrapassar o obstáculo com o membro inferior que preferissem, enquanto que as crianças PCEH deveriam ultrapassar o obstáculo com seu membro inferior afetado. Variáveis espaço-temporais, cinemáticas (ângulos articulares) e cinéticas (potência) foram observadas. Os resultados das variáveis espaço-temporais apontaram aumento na distância horizontal da PS antes do obstáculo (DHPO) de acordo com as diferentes alturas do obstáculo, podendo ser interpretada como uma forma da criança PCEH prevenir tropeços e quedas. As variáveis cinemáticas do grupo hemiplégico revelaram modulação preferencial nas articulações da pélvis e do quadril e modulação reduzida nas articulações do joelho e do tornozelo durante a ultrapassagem da PA, provavelmente devido à marcha rígida da criança hemiplégica. As variáveis cinéticas apontaram variações de potência do joelho no momento da retirada do pé do chão, decorrentes da flexão do joelho limitada pela espasticidade. As limitações do membro inferior afetado foram compensadas pelo membro inferior não afetado durante a abordagem do obstáculo, sugerindo que, assim como na marcha em terrenos regulares, o membro inferior não afetado auxilia no desempenho da criança PCEH durante a abordagem de obstáculos.

Law & Webb (2005) analisaram 12 crianças com PCE diplégica (PCED - média de idade 13 anos e 5 meses) e 12 crianças com desenvolvimento normal (média de idade 10 anos e 2 meses) na tarefa de transpor obstáculos com diferentes alturas. As condições de ambiente propostas foram: 1) sem obstáculo; 2) ambiente liso (0%), 3) obstáculo baixo (10% do comprimento da perna) e 4) obstáculo alto (20% do comprimento da perna). As variáveis espaço-temporais de abordagem do obstáculo foram mensuradas. Os resultados evidenciaram: que crianças PCED, quando comparadas com crianças com desenvolvimento normal, são mais lentas na fase de aproximação do obstáculo,

diminuem a distância horizontal pé-obstáculo (DHPO) da PS e aumentam a distância vertical entre o pé e o obstáculo (DVPO) da PA para obstáculo alto. Estes resultados apontam que a criança PCED planeja seu comportamento locomotor adaptativo modulando a margem de segurança.

KLEINER e colaboradores (2007, 2008), em estudo piloto, investigaram os efeitos da altura do obstáculo (Kleiner et al. 2007) e do hemicorpo (Kleiner et al. 2008) na marcha de 4 crianças PCED (média de idade 10 anos e 2 meses). As condições de ambiente propostas foram: 1) obstáculo baixo (altura do tornozelo); 2) obstáculo médio (1/4 da altura do joelho), 3) obstáculo alto (1/2 da altura do joelho). Os resultados apontaram que as crianças PCED elevam mais a PA durante a ultrapassagem dos obstáculos médio e alto (Kleiner et al., 2007), confirmando os achados de LAW e WEBB (2005). Porém foram evidenciadas diferenças na margem de segurança entre os obstáculos médio e alto e baixo e alto. Além disso, foram apontadas diferenças entre o hemicorpo mais afetado e o menos afetado na distância horizontal obstáculo-pé (DHOP), tanto para a PA quanto para a PS (Kleiner et al., 2008). Crianças PCED alteraram o comportamento locomotor de forma a garantir estabilidade corporal durante a ultrapassagem de obstáculos.

Os resultados dos estudos de Kleiner e colaboradores (2008; 2007), Petrarca e colaboradores (2006) e Law & Webb (2005) apontam que crianças PCE utilizam o mecanismo de controle antecipatório para transpor o obstáculo com segurança e apresentam estratégias mais conservadoras quando comparados com crianças de desenvolvimento típico. Entretanto, estes estudos não quantificaram a força vertical de reação do solo aplicada na absorção e na propulsão das pernas de suporte e abordagem durante a ultrapassagem de obstáculos com diferentes alturas. O presente estudo preenche esta lacuna de forma a revelar as estratégias empregadas para garantir a estabilidade corporal.

As características assimétricas da marcha patológica (WHITE et al., 2005) e as diferenças funcionais entre os hemicorpos (WHITE et al., 2005; KIRKPATRICK et al., 1994) foram apenas enfatizadas no estudo de Kleiner e colaboradores (2008). A perna mais comprometida pode ter capacidade reduzida para sustentar o peso corporal e/ou gerar força propulsiva. Dessas assimetrias estruturais e funcionais podem emergir estratégias de compensação, como sugerido por Petrarca e colaboradores (2006). Para estudar as características assimétricas da locomoção adaptativa em crianças PCE, o presente estudo determinou o membro inferior mais afetado (M+A) e do menos afetado

(M-A), no caso das crianças com PCED, por meio da Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON & SMITH, 1987).

O paradigma do obstáculo foi utilizado, no presente estudo, para analisar como o sistema efetor de crianças PCE se reorganiza perante as informações ambientais manipuladas. A ênfase no sistema efetor é dada, pois, o quadro de PCE altera o relacionamento entre as forças internas e externas do organismo agindo diretamente nos segmentos corporais. Desta forma, este estudo pretendeu responder os seguintes questionamentos: quais são as estratégias empregadas por crianças PCE durante a locomoção em terrenos irregulares? O que se altera nessas estratégias quando o tipo de PCE e o hemicorpo são considerados?

3.2. OBJETIVOS

Este estudo teve como objetivo geral analisar a locomoção adaptativa de crianças com PCE na tarefa de transpor obstáculos com diferentes alturas.

3.2.1. Objetivos Específicos

Os objetivos específicos deste estudo foram, por meio de ferramentas cinemática e cinética e durante a aproximação e ultrapassagem de obstáculos com diferentes alturas:

- Quantificar e comparar as estratégias de crianças PCE diplégica com as empregadas por crianças PCE hemiplégica;
- Quantificar e comparar as estratégias de compensação entre os hemicorpos.

3.3 - MATERIAL E MÉTODO

3.3.1. Participantes

Participaram deste estudo 12 crianças, entre 7 e 12 anos de idade, sendo 6 com PCE diplégica e 6 com PCE hemiplégica. A Tabela 5 apresenta as caracterizações dos participantes de cada grupo. O recrutamento dos participantes foi feito por indicação dos médicos ortopedistas, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais dos centros de reabilitação das cidades de Rio Claro, Limeira e Araras, situadas no interior do Estado de São Paulo.

Como critérios de inclusão para este estudo foram: 1º) os participantes deveriam apresentar Paralisia Cerebral Espástica, diplégica ou hemiplégica (estes dados foram confirmados nos prontuários médicos); 2º) marcha independente; 3º) ter entre 7 e 12 anos de idade; e, 4º) as crianças recrutadas deveriam, necessariamente, ter participado do Estudo 1.

Após a identificação dos participantes, o contato com os pais/responsáveis foi realizado para o convite e esclarecimentos sobre os objetivos e procedimentos realizados no estudo. Após a obtenção do termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 4), os participantes foram convidados a seguir o protocolo detalhado nos tópicos seguintes.

3.3.2. Procedimentos

3.3.2.1. Dados Antropométricos

A massa corporal e a estatura foram mensuradas para a caracterização da amostra por meio de uma balança antropométrica (marca WELMY, modelo 110, com toeza) com precisão de 100g para massa corporal e 0,5cm para estatura. Os participantes permaneceram sobre a balança em pé, estáticos e descalços com o olhar fixo ao horizonte. Após esse procedimento, foram realizadas as medidas dos segmentos dos membros inferiores direito e esquerdo, por meio de uma fita métrica com precisão em milímetros: comprimento perna (distância entre o epicôndilo lateral e o maléolo lateral); e altura do tornozelo (distância entre o maléolo lateral e o chão). Estes procedimentos foram realizados segundo as padronizações técnicas descritas por ALVAREZ e PAVAN (1999). Os dados segmentares dos membros inferiores foram utilizados para a personalização das alturas dos obstáculos.

Tabela 5. Caracterização dos participantes por tipo de PCE, cidade, idade e dados antropométricos.

PARTICIPANTE	PCE	CIDADE	IDADE (anos)	DADOS ANTROPOMÉTRICOS					
				Estatura(cm)	Massa(kg)	Comprimento da Perna(cm)		Alt. do Tornozelo(cm)	
						D	E	D	E
A	Diplégica	Rio Claro	12	145,5	36	42	40	5,5	6
D	Diplégica	Rio Claro	8	116	20,5	31	28,5	3,9	3,5
E	Diplégica	Limeira	11	144,3	37	42	41,5	5	5,5
F	Diplégica	Araras	8	136,5	46,2	14,6	15,2	1,7	1,8
H	Diplégica	Araras	11	132,1	23,8	37	37,5	5,5	5
I	Diplégica	Rio Claro	12	152	44	44,7	40,6	6,7	6,3
M/DPdi			**10,33±1,86**	**137,73±12,75**	**34,58±10,45**	**35,22±11,21**	**33,88±10,31**	**4,72±1,73**	**4,68±1,72**
T	Hemiplégica	Rio Claro	8	121,1	22	33	32	5	4,5
V	Hemiplégica	Rio Claro	10	142,4	40	41,5	41,5	5,2	5,5
X	Hemiplégica	Rio Claro	7	107,5	19	31,2	31	4,5	4,5
W	Hemiplégica	Rio Claro	11	157,5	45,6	45,6	45,2	7,3	6,2
Y	Hemiplégica	Limeira	11	131,5	25,2	38,4	38,6	5,6	5,1
Z	Hemiplégica	Limeira	7	120	19,8	34,7	35,6	4,1	4,2
M/DPhemi			**9±1,9**	**1,3±17,88**	**28,6±11,35**	**37,4±5,48**	**37,32±5,52**	**5,28±1,12**	**5±0,75**
M/DPG			**9,67±1,92**	**133,87±15,34**	**31,59±10,86**	**36,31±8,49**	**35,60±8,09**	**5±1,42**	**4,84±1,28**

Legenda: PCE = tipo de paralisia cerebral espástica; D = lado direito; E = lado esquerdo; M/DP= médias e desvios padrão; di = participantes PCE diplégica; hemi = participantes com PCE hemiplégica; G = dados gerais.

A espasticidade de cada participante foi mensurada por um fisioterapeuta por meio da Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON e SMITH, 1987; Tabela 6). Os participantes foram colocados em uma maca na posição supina, com a cabeça em posição neutra e os segmentos corporais em seu melhor alinhamento. Movimentos articulares passivos foram realizados nos membros inferiores de forma lenta, com a finalidade de perceber a resistência que o músculo impunha sobre o movimento. Este procedimento permitiu ao fisioterapeuta atribuir um valor para o nível de tônus da criança.

Tabela 6. Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON e SMITH, 1987).

Classificação	Descrição
0	Sem aumento no tônus muscular.
1	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão momentânea ou por resistência mínima, no final da amplitude de movimento articular, quando a região é movida em flexão e extensão.
+1	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da amplitude de movimento articular restante.
2	Aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da amplitude de movimento articular, mas a região é movida facilmente.
3	Considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil.
4	Parte afetada rígida em flexão e extensão.

Para maior acurácia dos resultados, o fisioterapeuta avaliou 3 vezes a mesma articulação. Foram avaliadas as articulações do quadril (rotação interna, rotação externa, adução, abdução, flexão e extensão), do joelho (flexão e extensão) e do tornozelo (dorsiflexão, plantarflexão, inversão e eversão). A classificação da escala foi utilizada para determinar o membro inferior mais afetado e o menos afetado no caso dos diplégicos. Os resultados da Escala Modificada de Ashworth atribuídos para cada participante podem ser vistos na Tabela 7.

Tabela 7. Classificações da Escala Modificada de Ashworth para cada participante e por articulação avaliada.

PART.	ART. QUADRIL												ART. JOELHO				ART. TORNOZELO								LADO
	Rot. Inter.		Rot. Exter.		Adu.		Abd.		Flex.		Ext.		Flex.		Ext.		Dorsi.		Plant.		Inversão		Eversão		
	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	
A	1	0	0	1	0	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	0	1	1	1	1	Direito
T	0	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	+1	**1**	2	0	0	0	1	0	+1	Esquerdo
D	1	1	0	1	0	1	2	2	+1	+1	1	1	1	1	1	1	3	3	+1	+1	+1	2	1	2	Esquerdo
V	0	1	**1**	1	0	1	0	1	0	0	**1**	+1	0	0	**1**	1	**1**	1	0	0	0	0	0	0	Esquerdo
X	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	+1	**1**	1	0	1	**1**	2	0	+1	0	+1	0	1	0	Direito
W	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0	1	0	1	Esquerdo
E	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	+1	+1	1	1	+1	+1	2	1	1	1	0	0	+1	1	Direito
F	0	1	1	1	0	1	1	1	0	1	0	0	0	1	1	+1	2	2	2	2	1	1	+1	1	Esquerdo
V	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	Direito
Z	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	Direito
H	0	+1	0	0	0	0	0	0	0	+1	0	0	0	1	+1	+1	1	1	1	1	0	+1	0	0	Esquerdo
I	2	0	1	2	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	+1	2	0	1	0	1	0	1	1	1	Esquerdo

Legenda: ART. QUADRIL = articulações do quadril (Rot. Inter. = rotação interna; Rot. Exter. = rotação externa; Adu. = adução; Abd. = abdução; Flex. = flexão; Ext. = Extensão); ART, JOELHO = articulações do joelho (Flex. = flexão; Ext. = Extensão); ART. TORNOZELO = articulações do tornozelo (Dorsi. = Dorsiflexão; Plant. = plantarflexão); D= direita; E= esquerda; LADO = membro inferior mais comprometido.

3.3.2.2. Marcadores

Em seguida, a criança foi preparada para a tarefa. Na pele, marcadores passivos (com aproximadamente 19mm de diâmetro e base flexível) foram fixados com fita adesiva apropriada em pontos anatômicos distintos, os quais permitiram o registro cinemático dos dados. No total foram 8 marcadores posicionados bilateralmente: quinto metatarso, face lateral do calcâneo, primeiro metatarso e face medial do calcâneo.

3.3.2.3. Tarefa

O participante foi convidado a percorrer andando sobre uma passarela de madeira, em sua velocidade preferida, uma distância de 8 metros, em condições com e sem obstáculo. O obstáculo foi posicionado ao centro da passarela (~ 4 metros do início dela). Após o comando do pesquisador, o participante foi instruído a andar em direção ao obstáculo e a ultrapassá-lo, continuando a andar até o final da passarela. Nas tentativas de marcha sem obstáculo, o participante percorreu toda a passarela. Todas as tentativas, com ou sem obstáculo, as pernas direita e esquerda foram avaliadas.

Desta forma, o participante realizou a tarefa em 3 condições distintas: (1) ultrapassagem de obstáculo baixo (OB), personalizado com a altura do tornozelo; e (2) ultrapassagem de obstáculo alto (OA), correspondente à metade da altura do joelho; (3) marcha sem obstáculo (SO), para comparação com a fase de aproximação da marcha com obstáculo e variáveis cinéticas. Os obstáculos foram confeccionados de espuma, com o formato retangular, com 60 cm de comprimento por 5 cm de largura, e altura variando entre 0,5 a 20 cm. O tipo e as alturas do obstáculo foram definidos em acordo com os estudos pilotos (KLEINER et al., 2007; KLEINER et al., 2008).

No total, cada participante realizou 18 tentativas, sendo 3 tentativas por condição, apresentadas em blocos para cada participante. A ordem de apresentação dos blocos foi randomizada entre os participantes de forma a diminuir os efeitos de condição. O ponto de partida da locomoção foi ajustado pelo experimentador de forma a garantir que a ultrapassagem do obstáculo fosse realizada confortavelmente com a perna direita e com a perna esquerda, e que durante a marcha SO que pelo menos um dos pés apoiasse em uma das plataformas. Foi permitida a realização de 2 tentativas prévias, para cada condição, para observar se o ponto de partida estava bem ajustado ao participante.

3.3.2.4. Coleta e Análise dos Dados

A coleta de dados foi realizada nas dependências do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (LEPLO), Departamento de Educação Física, Instituto de Biociências, UNESP – Campus Rio Claro. Este possui uma sala de piso liso regular, com 8 metros de largura por 10 metros de comprimento (Figura 5).

Ortogonalmente à passarela de madeira (8m X 1,2m X 0,4m) foram posicionadas duas câmeras digitais (PANASONIC®, modelo PV-GS300P-S), que fizeram os registros tridimensionais da marcha dos participantes nas 3 condições propostas. Estas possuem características especiais como foco, *white balance* (função: indoor), *shutter* (1/250) e *exposure* (24) manuais. As câmeras foram posicionadas ortogonalmente entre si de modo a visualizar todos os marcadores, para capturar uma passada completa antes do obstáculo, e um passo depois dele, tanto para as abordagens com a perna direita quanto com a perna esquerda. Posicionados ao lado das câmeras, 2 holofotes com lâmpadas halógenas de 500W de potência proporcionaram maior reflexão dos marcadores, aperfeiçoando o contraste e facilitando, posteriormente, o tratamento dos dados (Figura 5).

Figura 5. Ilustração do ambiente experimental, vista aérea. 1. Posicionamento das câmeras e dos holofotes; 2. Plataformas de força embutidas no centro da passarela de madeira; 3. Sistema digital de captura dos dados das plataformas de força; 4. Microcomputador.

As imagens foram registradas a 60Hz pelas câmeras de vídeo digitais. A digitalização das imagens foi realizada por uma placa de captura de vídeo (marca

Pinnacle, modelo Studio DV, versão 1.05.307), acoplada a um microcomputador (Pentium 4; CPU 240 Ghz; 512MB de RAM), que as comprimiu utilizando um logaritmo de compressão (Ligos Indeo 5.10). O procedimento fotogramétrico (desentrelaçamento em *fields*, rastreamento e medição) foi realizado pelo software Digital Video for Windows (Dvideow 6.3 – Laboratório de Instrumentação para Biomecânica; BARROS et al., 1999).

A calibração do espaço tridimensional foi realizada através de 6 fios de prumo com marcas ou referências eqüidistantes (3mX1,7mX1,3m), formando um cubo, e serviram para informar ao software de análise e medição das imagens, com exatidão, o espaço onde o participante realizou a tarefa (Figura 6).

Figura 6. Vista lateral do sistema de calibração. Seis fios de prumo com suas respectivas referências.

Duas plataformas de força (AMTI®, modelo AccuGait,) estavam embutidas na parte central da passarela, conectadas a um microcomputador (Figura 5) e coletaram os dados cinéticos (forca de reação do solo), a uma freqüência de 120Hz. O software AMTI NetForce foi utilizado para a aquisição dos dados digitais das plataformas e a análise dos dados foi realizada pelo software BioAnalyzes. A sincronização das câmeras com as plataformas foi realizada por um sincronizador externo.

Rotinas escritas em linguagem Matlab (Math Works Inc., versão 7.0.1 – 2004) foram utilizadas para o tratamento e análise das variáveis dependentes (cinemáticas e cinéticas). Os dados cinemáticos foram filtrados pelo filtro de Butterworth (passa baixa) de 2ª ordem a uma freqüência de corte de 6Hz. Os dados cinéticos também foram filtrados pelo filtro de Butterworth de 2ª ordem, porém com uma freqüência de corte de 30Hz.

Com o intuito de se determinar o erro do experimento (grau de concordância entre o resultado obtido e o fenômeno estudado) realizou-se o seguinte teste: uma haste de madeira, com comprimento conhecido, foi filmada no espaço experimental calibrado. Para registro cinemático dos dados, marcadores passivos idênticos aos utilizados nos participantes deste estudo foram afixados nas extremidades do objeto. Para o cálculo do comprimento da haste foi utilizado o procedimento idêntico aos utilizados para os participantes deste estudo. Os valores obtidos foram comparados aos valores conhecidos a priori e a diferença foi adotada como o erro do experimento, que foi de 3,1mm para as variáveis espaço-temporais.

3.3.2.5. Variáveis dependentes

Todas as variáveis deste estudo foram mensuradas para o membro inferior afetado (MA) e para o membro inferior não afetado (MNA) dos participantes hemiplégicos, e para o membro inferior mais afetado (M+A) e o menos afetado (M-A) dos participantes diplégicos. As variáveis dependentes deste estudo foram agrupadas em: 1) variáveis cinemáticas e cinéticas da marcha; 2) variáveis descritivas da fase de aproximação; 3) variáveis descritivas e cinéticas da abordagem do obstáculo.

3.3.2.5.1. Variáveis cinemáticas e cinéticas da marcha

a) Comprimento da passada (CP): distância em centímetros (cm), entre os dois contatos iniciais consecutivos do pé ipsilateral com o solo. Calculado a partir da coordenada da direção horizontal (X) da marca posicionada no calcâneo;

b) Duração da passada (DP): duração em segundos (s), entre os dois contatos iniciais consecutivos do pé ipsilateral com o solo. Calculada a partir da diferença temporal entre os dois instantes;

c) Velocidade da Passada (VP): velocidade em centímetros por segundo (cm/s), calculada através da razão do comprimento da passada pela duração da passada;

d) Cadência (CA): passadas por segundo (passadas/segundo), ou seja, o número de passadas realizadas em 1 segundo. Calculada a partir da razão entre 1 e a duração da passada;

e) Tempo peso corporal ($\Delta t1$): duração entre o contato inicial do pé com a plataforma até o momento em que o primeiro pico de força atinge o peso corporal em

milissegundos. Calculada a partir da diferença temporal entre os dois instantes (Figura 7A);

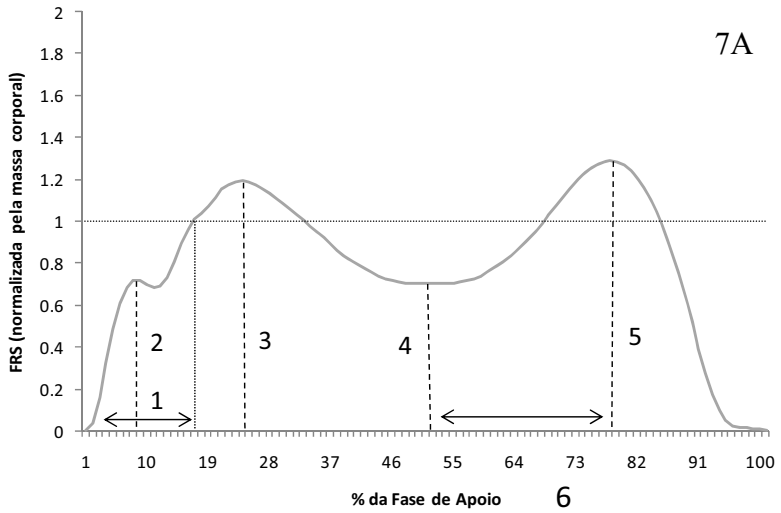
f) Magnitude do pico -1 da força de reação do solo (Max-1): ocorre no primeiro terço da fase de apoio, antes da magnitude do primeiro pico (Figura 7A) e corresponde ao primeiro impacto do membro inferior com o solo, calculada pelo ponto máximo deste pico normalizado pela porcentagem da massa corporal;

g) Magnitude do primeiro pico da força de reação do solo (Max1): ocorre no primeiro terço da fase de apoio e corresponde à absorção das forças resultantes do contato do membro inferior com o solo (Figura 7A), calculada pelo ponto máximo deste pico normalizado pela porcentagem da massa corporal;

h) Vale: ocorre no segundo terço da fase de apoio e corresponde à fase de transferência (Figura 7A), calculada pelo seu ponto mínimo normalizado pela porcentagem da massa corporal;

i) Magnitude do segundo pico da força de reação do solo (Max2): ocorre no terceiro terço da fase de apoio e corresponde ao momento de propulsão (Figura 7A), calculada pelo ponto máximo deste pico normalizado pela porcentagem da massa corporal;

j) Tempo vale-segundo pico (Δt2): duração entre o vale até o segundo pico em milissegundos (Figura 7A), calculada a partir da diferença temporal entre os dois instantes.



7B

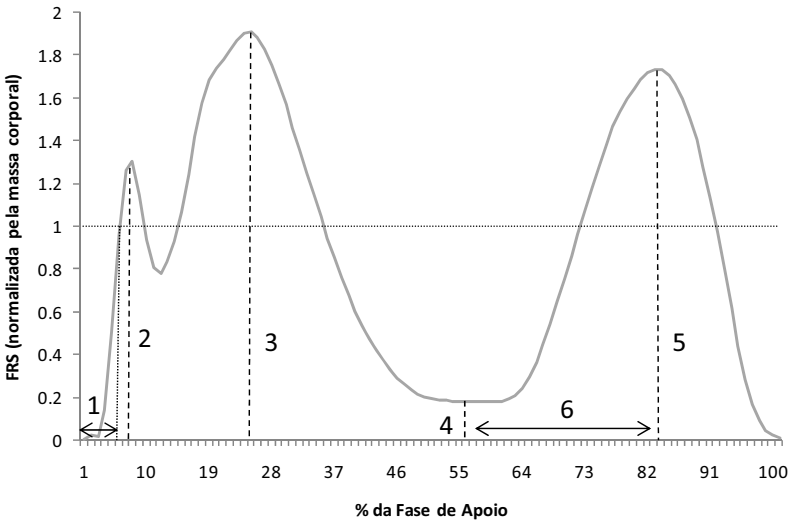


Figura 7. Variáveis cinéticas da FRS vertical: Marcha SO (7A) e Marcha sobre obstáculos (7B). Legenda: 1 = Tempo peso corporal (Δt1); 2 = Magnitude do pico -1 da força de reação do solo (Max-1); 3 = Magnitude do primeiro pico da força de reação do solo (Max1); 4 = Vale; 5 = Magnitude do segundo pico da força de reação do solo (Max2); 6 = Tempo vale-segundo pico (Δt2).

3.3.2.5.2. Variáveis descritivas da fase de aproximação do obstáculo

As variáveis dependentes da passada anterior a abordagem do obstáculo foram calculadas a partir do primeiro toque do pé contralateral no solo até o seu consecutivo toque antes da perna ipsilateral ultrapassar o obstáculo. As variáveis da fase de aproximação foram comparadas com as seguintes variáveis da marcha livre: comprimento da passada (CP), duração da passada (DP), velocidade (VEL) e cadência (CADENCIA). Também foram avaliados os 3 passos que antecederam a abordagem do obstáculo para descrever os ajustamentos locomotores antecipatórios (ver Figura 8).

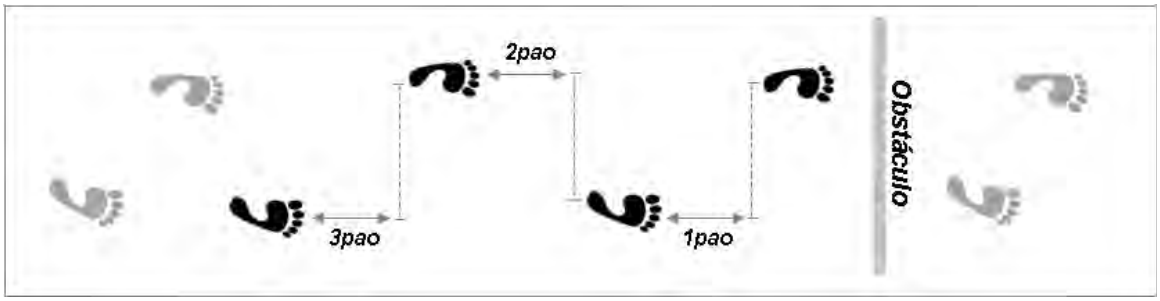


Figura 8. Ilustração das variáveis da fase de aproximação (vista superior). Legenda: 3pao = terceiro passo antes do obstáculo; 2pao = segundo passo antes do obstáculo; 1pao = primeiro passo antes do obstáculo.

a) comprimento do antepenúltimo passo antes da abordagem do obstáculo (3pao): medido pela diferença das coordenadas em X entre o 5º metatarso da perna de abordagem (PA) e o calcanhar da perna de suporte (PS), no momento em que a PS toca o solo três passos antes do obstáculo;

b) comprimento do penúltimo passo antes da abordagem do obstáculo (2pao): medido pela diferença das coordenadas em X entre o 5º metatarso da PS e o calcanhar da PA, no momento em que a PA toca o solo dois passos antes do obstáculo;

c) comprimento do último passo antes da abordagem do obstáculo (1pao): medido pela diferença das coordenadas em X entre o 5º metatarso da PA e o calcanhar da PS, no momento em que a PS toca o solo um passo antes do obstáculo;

3.3.2.5.3. Variáveis descritivas da transposição do obstáculo

As seguintes variáveis foram calculadas tanto para a perna de abordagem (PA), ou seja, a primeira perna que transpõe o obstáculo, quanto para a perna de suporte (PS), a segunda perna que ultrapassa o obstáculo:

a) Distância horizontal pé-obstáculo (DHPO): expressa em centímetros (cm), foi calculada pela diferença das coordenadas em X entre o obstáculo e o 5º metatarso (para PA), e entre o 1º metatarso (para PS), no momento em que o pé perde contato do solo para abordar o obstáculo (Figura 9);

b) Distância vertical pé-obstáculo (DVPO): expressa em centímetros (cm), foi medida pela diferença das coordenadas Y entre o 5º metatarso (para PA), e entre o 1º metatarso (para PS) e a extremidade superior do obstáculo, no momento em que o 5º metatarso ou 1º metatarso estão alinhados verticalmente sobre o obstáculo (Figura 9);

c) Distância horizontal obstáculo-pé (DHOP): expressa em centímetros (cm), medida pela diferença das coordenadas X entre o maléolo lateral (para PA) e maléolo medial (para PS) e o obstáculo após a ultrapassagem do obstáculo (Figura 9);

d) Comprimento do passo de ultrapassagem (CPU): variável expressa em centímetros (cm), definida pela distância horizontal entre o marcador do quinto metatarso da PA e o marcador do primeiro metatarso da PS (Figura 9);

e) Velocidade média de ultrapassagem (VMU): variável expressa em metros por segundo (m/s), calculada pela razão entre a soma da DHPO e DHOP pelo tempo gasto (Figura 9);

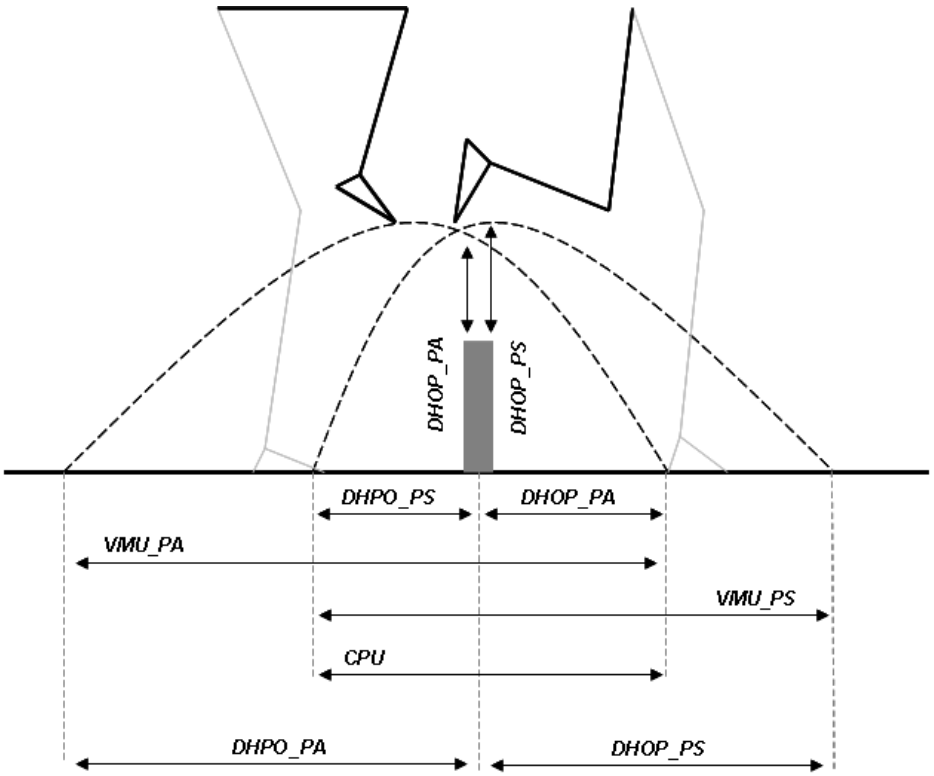


Figura 9. Ilustração dos perfis cinemáticos das pernas de abordagem (PA) e de suporte (PS) durante a ultrapassagem do obstáculo (vista lateral) e das variáveis espaciais e temporais de negociação com o obstáculo. Legenda: DHPO_PA = distância horizontal pé obstáculo da perna de abordagem; DHPO_PS = distância horizontal pé obstáculo da perna de suporte; DVPO_PA = distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem; DVPO_PS = distância vertical pé obstáculo da perna de suporte; DHOP_PA = distância horizontal obstáculo pé da perna de abordagem; DHOP_PS = distância horizontal obstáculo pé da perna de suporte; VMU_PA = velocidade média de ultrapassagem da perna de abordagem; VMU_PS = velocidade média de ultrapassagem da perna de suporte; CPU = comprimento do passo de ultrapassagem.

e) Tempo peso corporal ($\Delta t1$): duração em milissegundos entre o contato inicial do pé com a plataforma até o momento em que o primeiro pico de força atinge o peso corporal. Calculada a partir da diferença temporal entre os dois instantes (Figura 7B);

f) Magnitude do pico -1 da força de reação do solo (Max-1): ocorre no primeiro terço da fase de apoio, antes da magnitude do primeiro pico (Figura 7B) e corresponde ao primeiro impacto do membro inferior com o solo, calculada pelo ponto máximo deste pico normalizado pela porcentagem da massa corporal;

g) Magnitude do primeiro pico da força de reação do solo (Max1): ocorre no primeiro terço da fase de apoio e corresponde ao absorção do membro inferior com o solo (Figura 7B), calculada pelo ponto máximo deste pico normalizado pela porcentagem da massa corporal;

h) Vale: ocorre no segundo terço da fase de apoio e corresponde à fase de transferência (Figura 7B), calculada pelo seu ponto mínimo normalizado pela porcentagem da massa corporal;

i) Magnitude do segundo pico da força de reação do solo (Max2): ocorre no terceiro terço da fase de apoio e corresponde ao momento de propulsão da marcha (Figura 7B), calculada pelo ponto máximo deste pico normalizado pela porcentagem da massa corporal;

j) Tempo vale-segundo pico ($\Delta t2$): duração em milissegundos entre o vale até o segundo pico (Figura 7B), calculada a partir da diferença temporal entre os dois instantes.

3.3.3. Análise Estatística

A primeira fase do tratamento estatístico constou de análise descritiva (médias e desvios padrão). Os testes para verificar a normalidade na distribuição dos dados (Teste de Kolmogorov-Smirnov) e a homogeneidade das variâncias (Teste de Levine) foram realizados. Após esse procedimento, os dados foram agrupados e os resultados dos testes de Kolmogorov-Smirnov e Levine iniciam a apresentação do tratamento estatístico.

3.3.3.1. Variáveis espaciais e temporais da marcha

As variáveis CP e VP apresentaram normalidade e homogeneidade das variâncias. Já as variáveis DP e CADÊNCIA não apresentaram estas características, porém após transformação logarítmica estes pressupostos foram atendidos (Tabela 8).

Tabela 8. Resultados dos testes de normalidade e homogeneidade para as variáveis espaciais e temporais da marcha.

Variável	Normalidade (Kolmogorov-Smirnov)	Homogeneidade (Levine)
CP	KS_{202}=0,045; p=0,2	$F_{1,199}$=1,347; p=0,2
VP	KS_{202}=0,04; p=0,2	$F_{1,199}$=1,385; p=0,241
DP	KS_{202}=0,06; p=0,072	$F_{1,199}$=1,702; p=0,194
CADÊNCIA	KS_{202}=0,058; p=0,093	$F_{1,199}$=1,708; p=0,193

Legenda: CP = comprimento da passada; VP = velocidade da passada; DP = duração da passada.

Desta forma, a estatística paramétrica foi aplicada. Para verificar as diferenças entre hemicorpo (M+A, M-A, MA e MNA), tipo de PCE (hemiplégico e diplégico) e

condições de altura do obstáculo (OB, AO e SO) nos parâmetros espaciais e temporais da passada na fase de aproximação (CP, DP, VP e CADÊNCIA), uma Análise de Multivariância (MANOVA - 4 X 2 X 3) com medidas repetidas nas condições de altura do obstáculo foi realizada. Testes de contrastes polinomiais foram empregados para evidenciar diferenças entre as condições de altura do obstáculo e hemicorpo. O nível de significância para todos os testes foi de $\alpha \leq 0,05$.

3.3.3.2.Variáveis da Fase de Aproximação

As variáveis 3pao, 2pao e 1pao apresentaram normalidade e homogeneidade entre as variâncias (Tabela 9). Desta forma, a estatística paramétrica foi aplicada. Assim estas variáveis dependentes de negociação com os obstáculos foram tratadas separadamente através de três ANOVAs three way (4 X 2 X 2) tendo como medidas repetidas altura de obstáculo (OB e OA). Testes de contrastes polinomiais foram aplicados para evidenciar diferenças entre os hemicorpos (M+A, M-A, MA e MNA). O nível de significância para todos os testes foi de $\alpha \leq 0,05$.

Tabela 9. Resultados dos testes de normalidade e homogeneidade para as variáveis espaciais e temporais da marcha na fase de aproximação.

Variável	Normalidade (Kolmogorov-Smirnov)	Homogeneidade (Levine)
3pao	$KS_{84}=0,081$; $p=0,2$	$F_{1,82}=2,711$; $p=0,103$
2pao	$KS_{131}=0,077$; $p=0,053$	$F_{1,82}=0,213$; $p=0,645$
1pao	$KS_{134}=0,075$; $p=0,059$	$F_{1,82}=0,917$; $p=0,341$

1pao = primeiro passo antes do obstáculo; 2pao = segundo passo antes do obstáculo; 3pao = terceiro passo antes do obstáculo.

3.3.3.3.Variáveis da Fase de Abordagem

As variáveis dependentes referentes à fase de abordagem não apresentaram normalidade e homogeneidade entre as variâncias na maioria das variáveis (Tabela 10). Desta forma, estatística não-paramétrica foi empregada. Assim, as comparações referentes às alturas dos obstáculos (OB e OA), independente do tipo de PCE e hemicorpo, foram tratadas pelo teste T de Wilcoxon com um nível de $\alpha \leq 0,05$.

Tabela 10. Resultados dos testes de normalidade e homogeneidade para as variáveis espaciais e temporais da abordagem do obstáculo.

Variável	Normalidade (Kolmogorov-Smirnov)	Homogeneidade (Levine)
DHPOpa	KS_{134}=0,106; p=0,001	$F_{1,132}$=0,574; p=0,45
DHPOps	KS_{134}=0,076; p=0,058	$F_{1,132}$=0,157; p=0,693
DVPOpa	KS_{134}=0,083; p=0,026	$F_{1,132}$=4,920; p=0,028
DVPOps	KS_{134}=0,08; p=0,037	$F_{1,132}$=0,077; p=0,781
DHOPpa	KS_{134}=0,078; p=0,043	$F_{1,132}$=3,308 p=0,071
DHOPps	KS_{134}=0,08; p=0,036	$F_{1,132}$=0,277; p=0,6
CUL	KS_{134}=0,071; p=0,094	$F_{1,132}$=1,591; p=0,209
VELpa	KS_{134}=0,072; p=0,083	$F_{1,132}$=1,541; p=0,217
VELps	KS_{134}=0,087; p=0,014	$F_{1,132}$=0,244; p=0,622

Legenda: DHPO = distância horizontal pé obstáculo; DVPO = distância vertical pé obstáculo; DHOP = diatância horizontal obstáculo pé; CUL = comprimento do passo de ultrapassagem; VEL = velocidade de ultrapassagem; pa = perna de abordagem; ps = perna de suporte.

O teste U de Mann-Whitney foi aplicado para localizar as diferenças quanto ao tipo de PCE (hemiplégico e diplégico) isolado e quanto ao tipo de PCE para cada altura do obstáculo (OB e OA); ambos os testes com um nível de significância de $\alpha \leq 0,05$. O teste H de Kruskal-Wallis foi aplicado para revelar as diferenças quanto ao hemicorpo (M+A, M-A, MA e MNA) isolado e quanto ao hemicorpo para cada altura do obstáculo (OB e OA); ambos os testes com um nível de significância de $\alpha \leq 0,008$[7]. O teste U de Mann Whitney foi aplicado para localizar essas diferenças, com $\alpha \leq 0,004$.

3.3.3.3. Variáveis Cinéticas

As variáveis cinéticas não apresentaram normalidade e homogeneidade entre as variâncias na maioria das variáveis (Tabela 11). Desta forma, a estatística não-paramétrica foi empregada. Assim, as diferenças referentes às condições de altura do obstáculo (OB, OA e SO) foram tratadas pelo teste de Friedman com um nível de $\alpha \leq 0,05$. E o teste T de Wilcoxon foi aplicado para localizar essas diferenças com $\alpha \leq 0,025$[8]. Estes testes foram realizados separadamente para a PS e para a PA.

[7] *Os valores do nível de significância foram ajustados em função do número de comparações, tanto para o teste H de Kruskal-Wallis quanto para o teste U de Mann Whitney, para evitar o erro tipo I, onde uma hipótese verdadeira pode ser rejeitada.*

Tabela 11. Resultados dos testes de normalidade e homogeneidade para as variáveis cinéticas.

Distância	Normalidade (Kolmogorov-Smirnov)	Homogeneidade (Levine)
Δt1 PS	KS_{95}=0,211; p=0,001	$F_{1,93}$=2,478; p=0,66
Δt1 PA	KS_{122}=0,208; p=0,001	$F_{1,120}$=2,664; p=0,051
Max-1 PS	KS_{73}=0,064; p=0,2	$F_{1,63}$=0,885; p=0,454
Max-1 PA	KS_{114}=0,094; p=0,015	$F_{1,63}$=2,687; p=0,054
Max1 PS	KS_{95}=0,069; p=0,2	$F_{1,93}$=3,125 p=0,03
Max1 PA	KS_{122}=0,084; p=0,036	$F_{1,120}$=1,541; p=0,208
Vale PS	KS_{95}=0,078; p=0,184	$F_{1,93}$=3,321; p=0,023
Vale PA	KS_{122}=0,083; p=0,036	$F_{1,120}$=1,667; p=0,178
Max2 PS	KS_{95}=0,103; p=0,015	$F_{1,93}$=17,162; p=0,001
Max2 PA	KS_{122}=0,130; p=0,001	$F_{1,120}$=8,745; p=0,001
Δt2 PS	KS_{95}=0,068; p=0,2	$F_{1,93}$=1,729; p=0,167
Δt2 PA	KS_{122}=0,09; p=0,017	$F_{1,120}$=7,295; p=0,001

Legenda: Δt1 = tempo peso corporal; Max-1 = magnitude do pico menos um; Max 1 = magnitude do pico um; Max2 = magnitude do segundo pico; Δt2 = tempo vale-segundo pico; PA = perna de abordagem; PS = perna de suporte.

O teste U de Mann-Whitney foi aplicado para localizar as diferenças quanto ao tipo de PCE (hemiplégico e diplégico) isolado e quanto ao tipo de PCE para cada altura de obstáculo (OB, OA e SO); ambos os testes com um nível de significância de $\alpha \leq 0,05$. Estes testes foram realizados separadamente para a PS e para a PA.

O teste H de Kruskal-Wallis foi aplicado para revelar as diferenças quanto ao hemicorpo (M+A, M-A, MA e MNA) isolado e quanto ao hemicorpo para as condições de altura do obstáculo (OB, OA e SO); ambos os testes com um nível de significância de $\alpha \leq 0,008$. O teste U de Mann Whitney foi aplicado para localizar essas diferenças, com $\alpha \leq 0,004$. Estes testes foram realizados separadamente para a PS e para a PA.

3.4. RESULTADOS

Os resultados são apresentados em 3 partes: a primeira relaciona as variáveis espaciais e temporais da marcha na fase de aproximação do obstáculo, a segunda relaciona estas variáveis na fase de ultrapassagem e na terceira, e última, as variáveis cinéticas são apresentadas.

3.4.1. Fase de Aproximação

3.4.1.1. Variáveis espaciais e temporais para: a) condições de obstáculo; b) tipo de PCE; c) hemicorpo; e, d) hemicorpo X tipo de PCE.

a) Condições de Obstáculo: o teste de Wilk's Lambda (0,752) revelou diferenças nos parâmetros espaciais e temporais da marcha para as condições de obstáculo ($F_{8,222}$=4,245; p=0,001). Os testes univariados determinaram que as condições de obstáculo influenciaram todas as variáveis espaciais e temporais: CP ($F_{2,57}$=9,820; p=0,001), VP ($F_{2,57}$=6,778; p=0,002), DP ($F_{2,57}$=4,512; p=0,013) e CADENCIA ($F_{2,57}$=5,032; p=0,008). Testes de contraste polinomiais relevaram tendência quadrática para as variáveis CP e VP, e tendência linear para DP e CADENCIA (Tabela 12). O CP, a VP e a DP diminuíram e a CADENCIA aumentou na presença de obstáculos. Quando o obstáculo baixo e alto são comparados, as médias das variáveis CP, VP e CADENCIA aumentaram, enquanto a DP diminuiu para OB (Tabela 12).

Tabela 12. Resultados dos testes polinomiais da MANOVA, para as condições de altura do obstáculo.

VARIÁVEIS	OBSTÁCULO			$F_{1,57}$	P
	OB	OA	SO		
CP	101,2±33	92,8±36,2	108±15,9	13,297	0,001▪
VP	112,6±33,4	103,6±41,7	117,7±21,4	11,498	0,001▪
DP	0,90±0,16	0,91±0,17	0,93±0,11	9,191	0,004*
CADENCIA	1,14±0,21	1,13±0,21	1,09±0,13	10,391	0,002*

Legenda: SO = sem obstáculo; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto; $F_{1,57}$ = F dos testes de contraste e os graus de liberdade; ▪ = tendência quadrática; * = tendência linear; CP = comprimento da passada (cm); VP = velocidade da passada (s); DP = duração da passada (m/s); CADENCIA = passada por segundo.

b) Tipo de PCE: testes univariados indicaram que as variáveis DP ($F_{1,57}$=21,124; p=0,001) e CADENCIA ($F_{1,57}$=21,179; p=0,001) diferiram quanto ao tipo de PCE: indivíduos PCE diplégicos apresentam menor DP e maior CADENCIA quando comparados com indivíduos PCE hemiplégicos (Tabela 13). O CP ($F_{1,57}$=0,898; p=0,347) e a VP ($F_{1,57}$=0,562; p=0,456) foram semelhantes quanto ao tipo de PCE na fase de aproximação do obstáculo.

Tabela 13. Médias e desvios-padrão das variáveis espaciais e temporais da marcha quanto ao tipo de PCE.

VARIÁVEIS	TIPO DE PCE	
	DIPLÉGICA	HEMIPLÉGICA
CP	95,04±33	103,4±26,35
VP	110,55±35,8	112,75±22,26
DP	0,85±0,12	0,97±0,15*
CADENCIA	1,19±0,18	1,05±0,17*

Legenda: CP = comprimento da passada (cm); VP = velocidade da passada (s); DP = duração da passada (m/s); CADÊNCIA = passada por segundo; * = diferenças.

c) Hemicorpo: quanto ao hemicorpo, os testes univariados não encontraram nenhuma diferença: CP ($F_{1,57}$=0,27; p=0,871), VP ($F_{1,57}$=0,25; p=0,875), DP ($F_{1,57}$=0,001; p=0,975) e CADENCIA ($F_{1,57}$=0,000; p=0,993).

d) Tipo de PCE X hemicorpo: os testes univariados não indicaram interação entre tipo de PCE e hemicorpo: CP ($F_{1,57}$=0,006; p=0,938), VP ($F_{1,57}$=0,023; p=0,880), DP ($F_{1,57}$=0,255; p=0,615) e CADENCIA ($F_{1,57}$=0,319; p=0,575).

3.4.1.2. Variáveis espaciais e temporais da passada, interações entre: a) condições de obstáculo e tipo de PCE; b) condições de obstáculo e hemicorpo; e, c) condições de obstáculo, tipo de PCE e hemicorpo.

a) Condições de obstáculo e tipo de PCE: o teste de Wilk's Lambda (0,789) revelou interação entre os tipos de PCE e as condições de obstáculo nos parâmetros espaciais e temporais da marcha ($F_{8,222}$=3,501; p=0,001). Testes univariados revelaram que interações ocorreram para a DP ($F_{2,57}$=10,937; p=0,001; Figura 10A) e a CADENCIA ($F_{2,57}$=10,831; p=0,001; Figura 10B). Crianças com PCE diplégica não alteram a DP nas condições de obstáculo, enquanto as crianças PCE hemiplégicas diminuem a DP na presença de obstáculos. As crianças PCE hemiplégicas mantiveram a mesma CADENCIA para todas as condições de obstáculo, enquanto que as crianças PCE diplégicas aumentaram a CADENCIA na presença de obstáculos. Não houve interação entre os tipos de PCE e as condições de obstáculo para as variáveis CP ($F_{2,57}$=2,771; p=0,067) e VP ($F_{2,57}$=0,698; p=0,5).

b) Condições de obstáculo e hemicorpo: o teste de Wilk's Lambda (0,943) não revelou interações entre hemicorpo e condições de obstáculo ($F_{8,222}$=0,943; p=0,575) para nenhuma das variáveis espaciais e temporais.

c) Condições de obstáculo, tipo de PCE e hemicorpo: o teste de Wilk's Lambda (9,17) não revelou interações entre hemicorpo, tipo de PCE e condições de obstáculo ($F_{8,222}$=1,235; p=0,280) para nenhuma das variáveis espaciais e temporais.

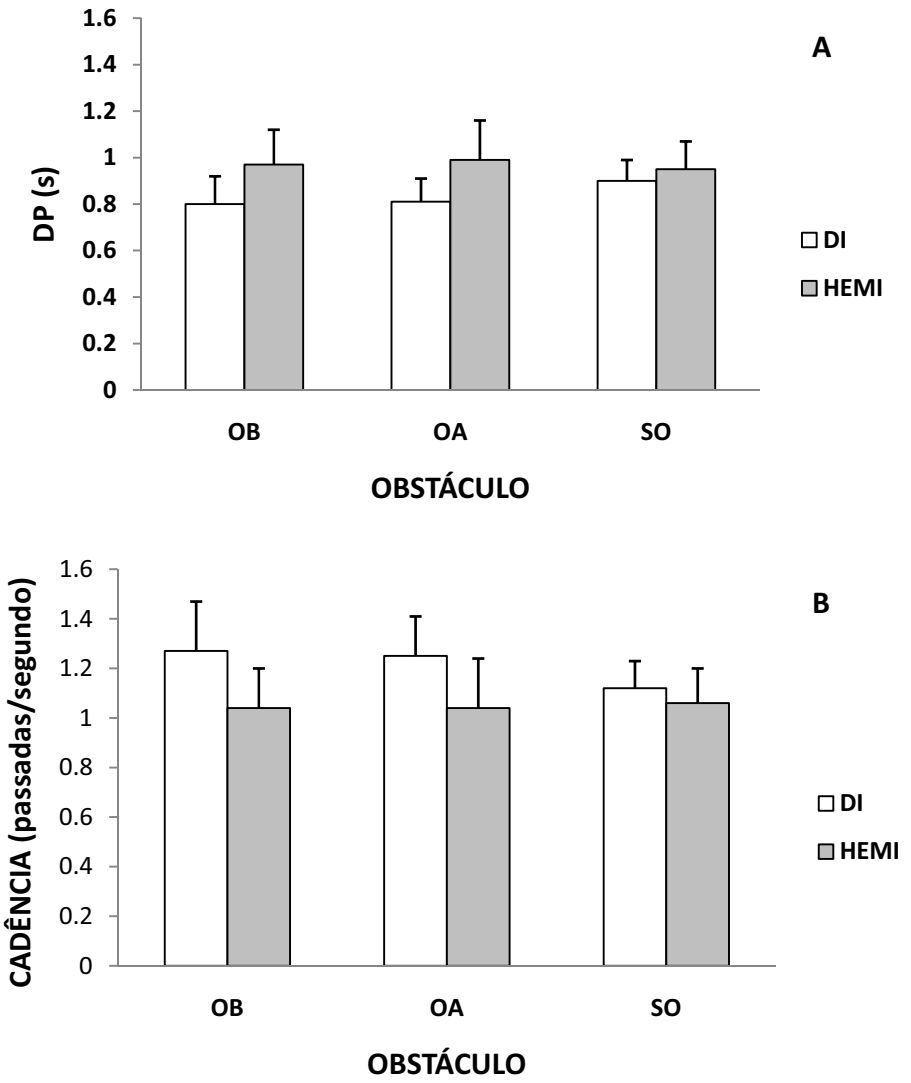


Figura 10: Valores médios e desvios padrão para: A. DP e B. CADENCIA. Legenda: DP = Duração da Passada; DI = PCE diplégica; HEMI = PCE hemiplégica; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto; SO = sem obstáculo.

3.4.1.3. Comprimento dos 3 passos que antecedem a abordagem do obstáculo, diferenças entre: a) condições de obstáculo; b) tipo de PCE; c) hemicorpo; e, d) hemicorpo X tipo de PCE.

a) condições de obstáculo: a ANOVA evidenciou efeito principal de condições de obstáculo para o 3pao ($F_{1,29}$ =4,598; p=0,041) e para o 2pao ($F_{1,58}$ =10,688; p=0,002), onde o comprimento do passo foi reduzido quando crianças PCE se aproximaram do obstáculo alto (Tabela 14). No 1pao ($F_{1,61}$=3,487; p=0,06) houve uma tendência da criança PCE em reduzir o comprimento do passo na aproximação do obstáculo alto (Tabela 14).

Tabela 14. Médias e desvios padrão dos comprimentos dos passos para cada altura de obstáculo.

VARIÁVEIS	OBSTÁCULO	
	BAIXO	ALTO
3pao	43,87±8,47	41,08±10,66*
2pao	32,66±12,58	28,28±13,6*
1pao	47,6±18,53	44,85±21,32▪

Legenda: 1pao = primeiro passo antes do obstáculo (cm); 2pao = segundo passo antes do obstáculo (cm); 3pao = terceiro passo antes do obstáculo (cm); * = diferenças significativas p≤ 0,05; ▪ = diferença marginalmente significativa.

b) Tipo de PCE: a ANOVA evidenciou efeito principal de tipo de PCE para o 3pao ($F_{1,29}$ =7,495; p=0,01; Tabela 15), onde as crianças PCE diplégicas apresentaram as menores médias. Não foram evidenciadas diferenças quanto ao tipo de PCE para o 2pao ($F_{1,58}$ =1,464; p=0,231) e para o 1pao ($F_{1,61}$=2,278; p=0,136).

Tabela 15. Médias e desvios padrão dos comprimentos dos passos para cada tipo de PCE (diplégica e hemiplégica).

VARIÁVEIS	TIPO DE PCE	
	DIPLÉGICA	HEMIPLÉGICA
3pao	39,2±11,12	45,4±7,11*
2pao	28,4±14,06	32,4±12,23
1pao	42±22,13	50±17,07

Legenda: 1pao = primeiro passo antes do obstáculo (cm); 2pao = segundo passo antes do obstáculo (cm); 3pao = terceiro passo antes do obstáculo (cm); * = diferenças significativas p≤ 0,05.

c) Hemicorpo: a ANOVA evidenciou efeito principal de hemicorpo para o 3pao ($F_{1,29}$ =4,101; p=0,05; Tabela 16), com redução no comprimento para as pernas mais

acometidas. Não foram evidenciadas diferenças quanto ao tipo de PCE para o 2pao ($F_{1,58}$ =1,926; p=0,171) e para o 1pao ($F_{1,61}$=2,341; p=0,131).

Tabela 16. Médias e desvios padrão dos comprimentos dos passos por hemicorpo.

VARIÁVEIS	HEMICORPO			
	M+A	M-A	MA	MNA
3pao	41,25±9,46	37,8±12,14	46,7±7,7	44,23±6,53*
2pao	28,86±15,1	28±13,37	29,41±12	35,3±12
1pao	46,32±25,47	38,16±18,27	52,44±18	47,46±16,03

Legenda: M+A = membro inferior mais afetado; M-A = membro inferior menos afetado; MA = membro inferior afetado; MNA = membro inferior não afetado; 1pao = primeiro passo antes do obstáculo (cm); 2pao = segundo passo antes do obstáculo (cm); 3pao = terceiro passo antes do obstáculo (cm); * = diferenças significativas $p \leq 0,05$.

d) Tipo de PCE e Hemicorpo: a ANOVA não evidenciou interação entre tipo de PCE e hemicorpo para as três variáveis: 3pao ($F_{1,29}$ =0,703; p=0,409); 2pao ($F_{1,58}$ =0,702; p=0,405) e 1pao ($F_{1,61}$=0,165; p=0,686).

3.4.1.3. Comprimento dos 3 passos que antecedem a abordagem do obstáculo, interações entre: a) condições de obstáculo e tipo de PCE; b) condições de obstáculo e hemicorpo; e, c) condições de obstáculo, tipo de PCE e hemicorpo.

a) Condições de obstáculo e tipo de PCE: a ANOVA evidenciou interação entre as condições de obstáculo e tipo de PCE apenas para o 2pao ($F_{1,58}$=6,573; p=0,013; Figura 11). Crianças diplégicas apresentaram menor comprimento do 2º passo ao se aproximarem do obstáculo baixo. Não houve interação para o 3pao ($F_{1,29}$=2,341; p=0,137) e para o 1pao ($F_{1,61}$=1,125; p=0,293).

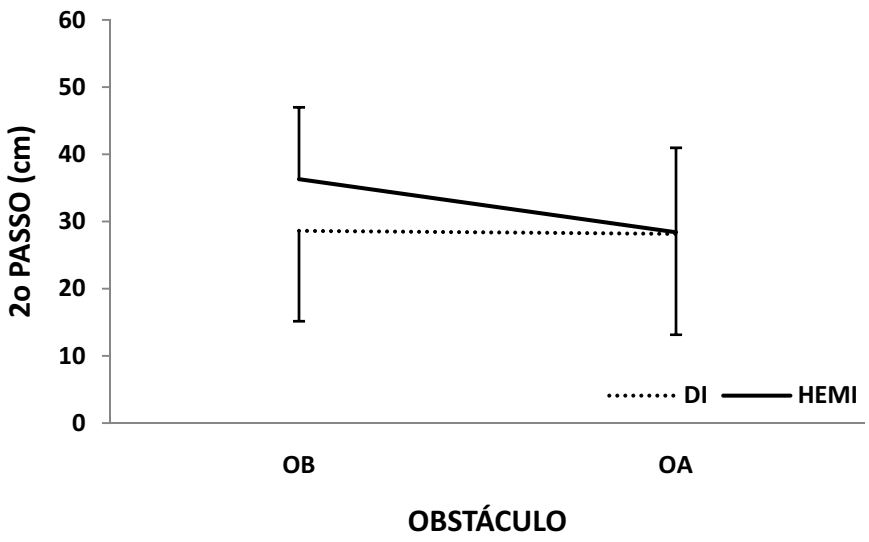


Figura 11. Médias e desvios padrão para o 2pao. Legenda: 2pao = comprimento do 2º passo antes do obstáculo em centímetros; DI = diplégicos; HEMI = hemiplégicos; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto.

b) Condições de obstáculo e hemicorpo: não houve interação entre condições de obstáculo e hemicorpo para nenhuma das variáveis: 3pao ($F_{1,29}$ =1,565; p=0,221), 2pao ($F_{1,58}$ =0,088; p=0,768) e 1pao ($F_{1,61}$ =0,145; p=0,704).

c) Condições de obstáculo, tipo de PCE e hemicorpo: houve interação entre ambiente, tipo de PCE e hemicorpo apenas para o 3pao ($F_{1,29}$ =4,6; p=0,04; Figura 12). No OB, as M+A e M-A das crianças PCE diplégicas apresentam médias semelhantes, mas menores do que as PA e MNA dos indivíduos PCE hemiplégicos. Ainda, comparando as médias do 3pao para OB, a MA dos indivíduos PCE hemiplégicos apresentou maior média quando comparado com a MNA. Para OA, a M-A dos diplégicos apresentou menor comprimento do terceiro passo quando comparada com a M+A, PA e MNA, que foram semelhantes entre si. Não ocorreu interação entre ambiente, tipo de PCE e hemicorpo para o 2pao ($F_{1,58}$ =0,423; p=0,518) e para o 1pao ($F_{1,61}$=0,003; p=0,959).

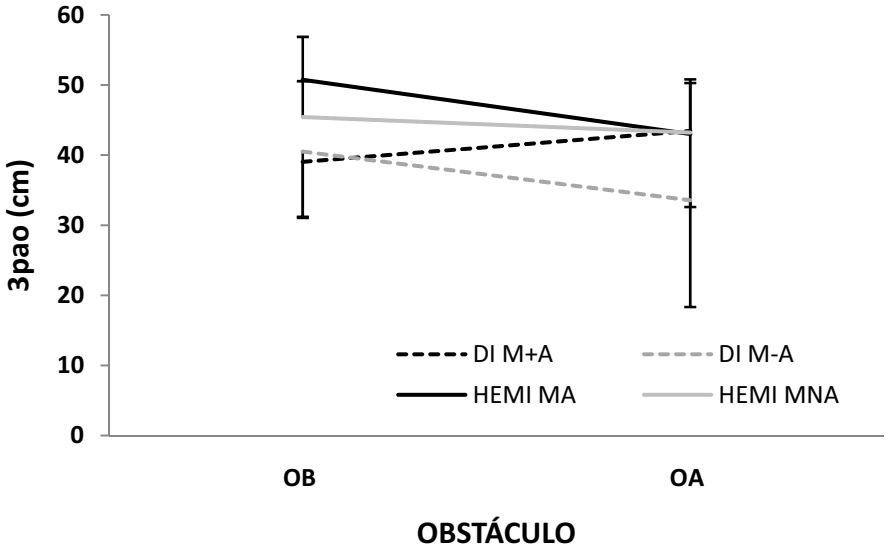


Figura 12. Médias e desvios padrão para o 3pao por condição de obstáculo, tipo de PCE e hemicorpo. Legenda: OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto; 3pao = terceiro passo antes do obstáculo; DI M+A = perna mais acometida diplégicos; DI M-A = perna menos acometida diplégicos; HEMI MA = membro inferior afetado hemiplégicos; HEMI MNA = membro inferior não afetado hemiplégicos.

3.4.2. Fase de Ultrapassagem

3.4.2.1. Variáveis espaciais e temporais de negociação com obstáculo: diferenças entre as alturas do obstáculo.

O teste T de Wilcoxon apontou diferenças entre as alturas do obstáculo para a DVPO da PA, DVPO da PS e para VEL da PA (Tabela 17). Na DVPO, tanto a PA quanto a PS apresentaram maior margem de segurança para o obstáculo alto. A perna de abordagem apresentou menor velocidade durante a transposição do obstáculo alto. Houve tendência da DHPO da PA e do CUL diminuírem durante a ultrapassagem do obstáculo alto (Tabela 17).

Tabela 17. Resultados do teste t de Wilcoxon para as condições de obstáculo, médias e desvios padrão para cada altura do obstáculo por variável.

VARIÁVEIS	OBSTÁCULO		T	p
	BAIXO	ALTO		
DHPOpa (cm)	76,63±25,4	72,44±27,16	-1,853	0,064▪
DHPOps (cm)	25,34±9,16	25±8,41	-0,134	0,893
DVPOpa (cm)	7,71±2,88	10,45±3,68	-4,552	0,001*
DVPOps (cm)	9,23±4	11,22±4,1	-3,199	0,001*
DHOPpa (cm)	20,4±7,8	21,6±7,86	-0,640	0,522
DHOPps (cm)	87,2±19,17	87,88±18,2	-0,895	0,371
CUL (cm)	97,01±27,37	94,02±29	-1,846	0,065▪
VELpa (m/s)	1,62±0,45	1,56±0,48	-1,948	0,05*
VELps (m/s)	1,87±0,35	1,88±0,34	-0,880	0,379

Legenda: p = valor do nível de significância da diferença estatística; T = T estatístico do teste de Wilcoxon; DHPO = distância horizontal pé obstáculo; DVPO = distância vertical pé obstáculo; DHOP = distância horizontal obstáculo pé; CUL = comprimento do passo de ultrapassagem; VEL = velocidade de ultrapassagem; pa = perna de abordagem; ps = perna de suporte; * = diferença significativa $p \leq 0,05$; ▪ = diferença marginalmente significativa.

3.4.2.2. Variáveis espaciais e temporais de negociação com obstáculo: diferenças quanto ao tipo de PCE.

O teste U de Mann-Whitney evidenciou diferenças quanto ao tipo de PCE apenas para DHPOps e para a DVPOpa (Tabela 18). Independente da altura do obstáculo, crianças PCE diplégica posicionam o pé mais distante do obstáculo e adotam menor margem de segurança quando comparadas com crianças hemiplégicas.

Para as diferenças quanto ao tipo de PCE para cada altura de obstáculo, o teste U de Mann-Whitney encontrou diferenças para obstáculo baixo na DVPO da PA (Tabela 18). Os indivíduos PCE hemiplégicos adotaram maior margem de segurança. Houve tendência dos indivíduos PCE hemiplégicos a aumentarem a DHOP da PA, o CUL e a VEL da PA durante a abordagem do obstáculo baixo. Não houve diferença para as outras variáveis (Tabela 18).

Para obstáculo alto, o teste U de Mann Whitney encontrou diferenças na DHOP da PS (Tabela 18), onde os indivíduos PCE diplégicos posicionaram o pé mais distante do obstáculo. Não foram encontradas diferenças quanto ao tipo de PCE para as outras variáveis.

Tabela 18. Médias, desvios-padrão e significâncias apontadas pelo teste U de Mann-Whitney quanto às condições de obstáculo nas comparações entre tipo de PCE isolado e tipo de PCE para cada altura do obstáculo.

VARIÁVEIS	PCE		U	p	PCE OB		U	p	PCE OA		U	p
	DI	HEMI			DI	HEMI			DI	HEMI		
DHPOpa (cm)	72,76±27,41	76,17±25,3	-0,977	0,328	71,3±24,75	81,53±25,3	-1,586	0,113	74,44±30,51	70,82±24,46	-0,178	0,859
DHPOps (cm)	27,5±8,36	23,11±8,67	-3,099	0,002*	26,14±8,46	24,62±9,82	-0,793	0,428	29,02±8,11	21,6±7,17	-3,662	0,001*
DVPOpa (cm)	8,09±3	9,86±3,82	-2,624	0,009*	6,83±2,37	8,51±3,1	-2,102	0,036*	9,51±3	11,21±4,04	-1,696	0,90
DVPOps (cm)	9,67±4,11	10,65±4,15	-1,096	0,273	8,81±4,23	9,62±3,77	-0,613	0,540	10,65±3,81	11,7±4,3	-0,930	0,352
DHOPpa (cm)	19,92±8,15	21,86±7,45	-1,705	0,088	19,2±9,04	21,45±6,36	-1,778	0,075▪	20,74±7,07	22,26±8,48	-0,548	0,584
DHOPps (cm)	86,08±19,78	88,77±17,63	-0,917	0,359	84,76±20,58	89,42±17,8	-1,141	0,254	87,6±19,07	88,13±17,71	-0,079	0,937
CUL (cm)	92,7±30,13	98,04±26,15	-1,225	0,221	90,5±27,94	103±25,8	-1,862	0,063▪	95,18±32,75	93,08±25,92	-0,172	0,864
VELpa (m/s)	1,54±0,5	1,63±0,43	-1,238	0,216	1,51±0,45	1,73±0,43	-1,874	0,061▪	1,6±0,54	1,55±0,43	-0,152	0,879
VELps (m/s)	1,9±0,34	1,86±0,35	-0,587	0,557	1,84±0,34	1,9±0,37	-0,445	0,657	1,94±0,35	1,83±0,33	-1,287	0.198

Legenda: p = valor do nível de significância da diferença estatística; U = U estatístico do teste de Mann-Whitney; PCE = diferenças quanto ao tipo de PCE independente da altura do obstáculo; PCE OB = diferenças quanto ao tipo de PCE para obstáculo baixo; PCE OA = diferenças quanto ao tipo de PCE para obstáculo alto; DHPO = distância horizontal pé obstáculo; DVPO = distância vertical pé obstáculo; DHOP = distância horizontal obstáculo pé; CUL = comprimento do passo de ultrapassagem; VEL = velocidade de ultrapassagem; pa = perna de abordagem; ps = perna de suporte; * = diferença significativa $p \leq 0,05$; ▪ = diferença marginalmente significativa.

3.4.2.3. Variáveis espaciais e temporais de negociação com obstáculo: diferenças quanto ao hemicorpo.

O teste H de Kruskal-Wallis apontou diferenças quanto ao hemicorpo apenas para a DHPO da PS (Tabela 19). O teste U de Mann-Whitney localizou diferenças apenas entre M+A e MNA (U = -3,078; p=0,002), onde o M+A apresentou maior DHPO. Não foram encontradas diferenças entre M+A e M-A (U=-1,733; p=0,083), M+A e MA (U=-2,653; p=0,008), M-A e MA (U=-1,278; p=0,201), M-A e MNA (U=-1,788; p=0,074) e entre MA e MNA (U=-1,788; p=0,074). O teste U de Mann-Whitney não encontrou diferenças entre hemicorpo para as outras variáveis (Tabela 19).

Tabela 19. Médias, desvios-padrão, e significâncias apontadas pelo teste H de Kruskal-Wallis para comparações entre hemicorpo.

VARIÁVEIS	HEMICORPO				H_3	P
	M+A	M-A	MA	MNA		
DHPOpa (cm)	78,68±32,1	67,22±21,2	80,47±26,37	71,88±23,74	4,929	0,177
DHPOps (cm)	29,65±9,01	25,46±7,27	23,75±9,22	22,47±8,16	12,010	0,007*
DVPOpa (cm)	8,26±3,16	8±2,84	9,13±3,6	10,6±4	8,936	0,03
DVPOps (cm)	10,13±4,13	9,23±4,11	9,24±2,85	12,07±4,76	8,260	0,41
DHOPpa (cm)	18,6±6,8	21,16±9,2	20±6,5	23,73±8	8,152	0,43
DHOPps (cm)	86,87±19,8	85,34±20,05	88,86±19,54	88,7±15,77	1,010	0,799
CUL (cm)	97,3±35,04	88,4±24,45	100,46±27,2	95,61±25,2	3,050	0,384
VELpa (m/s)	1,62±0,6	1,47±0,4	1,67±0,45	1,6±0,42	3,100	0,376
VELps (m/s)	1,94±0,4	1,84±0,3	1,87±0,37	1,85±0,33	1,344	0,719

Legenda: p = valor do nível de significância da diferença estatística; H_3 = H estatístico do teste de Kruskal-Wallis e os graus de liberdade; M+A = membro inferior mais afetado diplégicos; M-A = membro inferior menos afetado diplégicos; MA = membro inferior afetado hemiplégicos; MNA = membro inferior não afetado hemiplégicos; DHPO = distância horizontal pé obstáculo; DVPO = distância vertical pé obstáculo; DHOP = distância horizontal obstáculo pé; CUL = comprimento do passo de ultrapassagem; VEL = velocidade de ultrapassagem; pa = perna de abordagem; ps = perna de suporte; * = diferença significativa $p \leq 0,008$.

Quanto às diferenças entre hemicorpo para cada altura de obstáculo, o teste de Kruskal-Wallis apontou diferenças para a DHPO da PS e DVPO da PS para obstáculo alto (Tabela 20). Para a DHOP da PS, o teste U de Mann Whitney localizou diferenças apenas entre M+A e MNA (U=-3,59; p=0,001), onde o M+A é posicionada mais distante do obstáculo alto. Para esta variável não foi localizada nenhuma outra diferença entre hemicorpo: M+A e M-A (U=-1,135; p=0,270); M+A e MA (U=-2,621; p=0,008); M-A e MA (U=-1,591; p=0,117); M-A e MNA (U=-2,531; p=0,011), MA e MNA (U=-0,633; p=0,542).

Tabela 20. Médias, desvios-padrão, e significâncias apontadas pelo teste H de Kruskal-Wallis para comparações entre hemicorpo para cada tipo de obstáculo.

VARIÁVEIS	HEMICORPO OB				H_3	p	HEMICORPO OA				H_3	p
	M+A	M-A	MA	MNA			M+A	M-A	MA	MNA		
DHPOpa(cm)	78,22±33,14	65,52±13,08	84,67±24,85	78,4±26,06	4,394	0,222	81,6±32	67,8±28,6	76,26±28	65,38±19,8	3,068	0,381
DHPOps(cm)	29,05±10	23,72±6,37	24,43±10,42	24,8±9,5	2,601	0,457	31±8,17	27,22±8	23,06±8,1	20,13±6	15,254	0,002*
DVPOpa(cm)	6,61±1,84	7,02±2,8	8,04±3,15	9±3,05	5,922	0,115	9,6±3,3	9,44±2,8	10,23±3,76	12,2±4,17	4,766	0,190
DVPOps(cm)	8,36±3,85	9,17±4,6	9,01±3,1	10,23±4,34	2,421	0,490	12,16±3,72	9,23±3,42	9,47±2,66	14±4,55	14,503	0,002*
DHOPpa(cm)	17±5,8	21,05±10,88	21,07±7,42	21,84±1,24	4,750	0,191	20,65±7,62	20,82±6,8	19±5,43	25,62±9,73	6,918	0,102
DHOPps(cm)	84,78±19,7	84,75±21,85	89,2±21	89,64±14,61	1,502	0,682	90,86±19,66	84,51±18,65	88,52±18,66	87,73±17,23	0,505	0,918
CUL(cm)	95,21±36,01	86,57±19,13	105,74±24,55	100,23±27,4	4,696	0,195	102,23±34,64	88,6±7,9	95,17±29,35	91±22,64	1,257	0,739
VELpa(m/s)	1,58±0,6	1,45±0,3	1,78±0,42	1,68±0,45	4,714	0,194	1,7±0,57	1,47±0,51	1,58±0,5	1,51±0,37	1,244	0,742
VELps(m/s)	1,9±0,4	1,8±0,3	1,9±0,4	1,9±0,37	0,511	0,916	2,03±0,36	1,86±0,33	1,86±0,4	1,8±0,3	3,264	0,353

Legenda: p = valor do nível de significância da diferença estatística; H_3 = H estatístico do teste de Kruskal-Wallis e os graus de liberdade; HEMICORPO OB: diferenças quanto ao hemicorpo para obstáculo baixo; HEMICORPO OA: diferenças quanto ao hemicorpo para obstáculo alto; M+A = membro inferior mais afetado diplégicos; M-A = membro inferior menos afetado diplégicos; MA = membro inferior afetado hemiplégicos; MNA = membro inferior não afetado hemiplégicos; DHPO = distância horizontal pé obstáculo; DVPO = distância vertical pé obstáculo; DHOP = distância horizontal obstáculo pé; CUL = comprimento do passo de ultrapassagem; VEL = velocidade de ultrapassagem; pa = perna de abordagem; ps = perna de suporte; * = diferença significativa $p \leq 0,004$.

Para a DVPO da PS, o teste U de Mann Whitney não localizou nenhuma diferença entre hemicorpo para obstáculo alto: M+A e M-A (U=-0,175; p=0,88); M+A e MA (U=-0,304; p=0,779); M+A e MNA (U=-1,843; p=0,065); M-A e MA (U=-0,759; p=0,464); M-A e MNA (U=-1,844; p=0,067); MA e MNA (U=-1,329; p=0,192). Quanto às alturas do obstáculo e ao tipo de hemicorpo, o teste H de Kruskal-Wallis não identificou diferença para nenhuma outra variável (Tabela 20).

3.4.3. Variáveis Cinéticas

3.4.3.1. Variáveis cinéticas da perna de suporte: a) diferenças entre as condições de obstáculo; b) diferenças entre o tipo de PCE; c) diferenças entre o tipo de PCE e altura do obstáculo; d) diferenças entre hemicorpo; e e) diferenças entre hemicorpo e altura do obstáculo.

a) Diferenças entre as condições de obstáculo: o teste de Friedman apontou diferenças entre as seguintes variáveis da PS: para tempo peso corporal (xr^2=12,574; p=0,002); magnitude do pico menos um (xr^2=10,239; p=0,006); magnitude do primeiro pico (xr^2=23,706; p=0,001) e tempo vale-segundo pico (xr^2=6,063; p=0,048; Tabela 21).

Para tempo peso corporal, o teste T de Wilcoxon não localizou diferenças entre as condições de obstáculo: obstáculo baixo e obstáculo alto (T=-1,558; p=0,119), obstáculo baixo e marcha sem obstáculo (T=-1,463; p=0,144), obstáculo alto e marcha sem obstáculo (T=-1,582; p=0,144; Tabela 21).

Para a magnitude do pico menos um, o teste T de Wilcoxon localizou diferenças entre todas as condições de obstáculo: obstáculo baixo e obstáculo alto (T=-2,465; p=0,014), obstáculo baixo e marcha sem obstáculo (T=-2,422; p=0,015), obstáculo alto e marcha sem obstáculo (T=-3,600; p=0,001). Os resultados apontaram que quanto maior a altura do obstáculo maior a força do primeiro impacto da PS com o solo (Tabela 21).

Para a magnitude do primeiro pico, o teste T de Wilcoxon também localizou diferenças entre todas as alturas de obstáculo: obstáculo baixo e obstáculo alto (T=-2,364; p=0,018), obstáculo baixo e marcha sem obstáculo (T=-2,625; p=0,009), obstáculo alto e marcha sem obstáculo (T=-4,350; p=0,001). Assim, quanto maior a altura do obstáculo menor a absorção da força vertical pela PS.

Para o tempo vale-segundo pico, o teste T de Wilcoxon localizou diferenças entre: obstáculo baixo e marcha sem obstáculo (T=-2,895; p=0,004) e obstáculo alto e marcha sem obstáculo (T=-3,485; p=0,001). Porém, não localizou diferenças entre o obstáculo baixo e obstáculo alto (T=-0,509; p=0,555). Crianças PCE quando se locomovem em terrenos regulares levam mais tempo para realizar a propulsão (Tabela 21). O teste de Friedman não apontou diferenças para as seguintes variáveis da PS: vale (xr^2=2,881; p=0,237) e magnitude do segundo pico (xr^2=1,851; p=0,396).

Tabela 21. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos para cada condição de obstáculo para PS.

VARIÁVEIS	PERNA DE SUPORTE		
	OB	OA	SO
Δt1	0,1±0,17	0,083±0,14	0,15±0,1
Max-1	0,91±1,15□•	1±1,28□■	0,9±0,25•■
Max1	1,34±1,53□•	1,4±1,61□■	1,31±0,26•■
Vale	0,52±0,65	0,54±0,7	0,61±0,16
Max2	1±1,19	1,06±1,26	1,06±0,2
Δt2	0,14±0,2•	0,15±0,2■	0,18±0,54•■

Legenda: OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto; SO = sem obstáculo; Δt1 = tempo peso corporal; Max-1 = magnitude do pico menos um; Max1 = magnitude do pico um; Max2 = magnitude do segundo pico; Δt2 = tempo vale-segundo pico; □ = diferenças apontadas entre OB e OA pelo teste de Wilcoxon (p≤0,025) ; • = diferenças apontadas entre OB e SO pelo teste de Wilcoxon (p≤0,025); ■ = diferenças apontadas entre OA e SO pelo teste de Wilcoxon (p≤0,025).

b) Diferenças entre o tipo de PCE: o teste U de Mann-Whitney revelou diferenças entre o tipo de PCE para as seguintes variáveis da PS: magnitude do primeiro pico (U=-2,459; p=0,014), vale (U=-4,304; p=0,001) e magnitude do segundo pico (U=-2,300; p=0,021). Os indivíduos PCE diplégicos apresentaram menor absorção da PS, menor vale e menor força de propulsão (Tabela 22). Não foram encontradas diferenças entre os indivíduos PCE diplégicos e os hemiplégicos para o tempo peso corporal (U=-1,293; p=0,196), a magnitude do pico menos um (U=-0,941; p=0,347) e o tempo vale-segundo apoio (U=-1,205; p=0,228).

c) Diferenças entre o tipo de PCE e altura do obstáculo: quanto às diferenças entre tipo de PCE para condição de altura do obstáculo separadamente, o teste U de Mann-Whitney revelou diferenças para a marcha sem obstáculos nas seguintes variáveis: tempo peso corporal (U=-2,401; p=0,016), magnitude do primeiro pico (U=-2,183; p=0,029), vale (U=-4,762; p=0,001) e tempo vale-segundo pico (U=-1,976; p=0,048). Os indivíduos PCE diplégicos atingiram o peso corporal em menor tempo no primeiro contato do pé com o solo, ou seja, maior impacto da PS no solo, o que refletiu em

menor absorção. Também apresentaram menor vale, ou seja, menos força para a transferência de peso e, conseqüentemente, menor propulsão (Tabela 22). Para marcha sem obstáculo, não foram encontradas diferenças para magnitude do pico menos um (U=-0,462; p=0,658) e magnitude do segundo pico (U=-0,383; p=0,702).

Para obstáculo baixo, nenhuma diferença significativa quanto ao tipo de PCE foi encontrada para: tempo peso corporal (U=-0,607; p=0,544), magnitude do pico menos um (U=-1,287; p=0,201), magnitude do primeiro pico (U=-0,919; p=0,358), vale (U=-0,748; p=0,454), magnitude do segundo pico (U=-1,544; p=0,123) e tempo vale-segundo pico (U=-0,104; p=0,917).

Para obstáculo alto, o teste U de Mann-Whitney revelou diferença apenas para a magnitude do segundo pico (U=-2,138; p=0,033). Os indivíduos PCE diplégicos apresentaram menor força de propulsão (Tabela 22). Foram apontadas diferenças marginalmente significativas para magnitude do primeiro pico (U=-1,779; p=0,075) e para o vale (U=-1,839; p=0,066). Entretanto, não foram encontradas diferenças para o tempo peso corporal (U=-0,024; p=0,981), magnitude do pico menos um (U=-1,138; p=0,268) e tempo vale-segundo pico (U=-0,802; p=0,422).

Tabela 22. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos gerais para o tipo de PCE e para o tipo de PCE para cada condição de altura de obstáculo para Perna de Suporte.

VAR	PERNA DE SUPORTE							
	OB		AO		SO		GERAL	
	DI	HEMI	DI	HEMI	DI	HEMI	DI	HEMI
Δt1	0,12±0,01	0,14±0,01	0,12±0,01	0,11±0,07	0,15±0,01	0,16±0,06	0,14±0,01	0,14±0,08
Max-1	1,16±0,36	0,95±0,27	1,21±0,17	1,11±0,4	0,85±0,2	0,91±0,3	1,08±0,32	1,01±0,32
Max1	1,5±0,31	1,4±0,23	1,54±0,41	1,48±0,23▪	1,36±0,34	1,26±0,14*	1,45±0,34	1,35±0,21*
Vale	0,54±0,24	0,61±0,13	0,57±0,24	0,65±0,2▪	0,52±0,15	0,71±0,12*	0,55±0,2	0,68±0,15*
Max2	1,1±0,32	1,1±0,25	1,1±0,41	1,2±0,2*	1,07±0,24	1,06±0,12	1,06±0,3	1,1±0,2
Δt2	0,17±0,06	0,17±0,07	0,15±0,06	0,17±0,05	0,17±0,05	0,2±0,05*	0,16±0,06	0,17±0,05

Legenda: OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto; SO = sem obstáculo; GERAL: dados gerais diplégicos e hemiplégicos independente da altura do obstáculo; DI = diplégicos; HEMI = hemiplégicos; VAR = variáveis; Δt1 = tempo peso corporal; Max-1 = magnitude do pico menos um; Max1 = magnitude do pico um; Max2 = magnitude do segundo pico; Δt2 = tempo vale-segundo pico; * = diferença significativa; ▪ = diferença marginalmente significativa.

d) Diferenças entre hemicorpo: o teste H de Kruskal-Wallis apontou diferenças entre hemicorpos para a PS nas seguintes variáveis: magnitude do pico menos um (H_3=16,404; p=0,001) e vale (H_3=20,262; p=0,001; Tabela 23).

Na magnitude do pico menos um, o teste U de Mann Whitney só localizou diferenças entre MA e MNA (U=-3,853; p=0,001). O MNA absorveu mais o impacto no primeiro contato do pé no solo. Não foram localizadas diferenças para: M+A e M-A

(U=-902; p=0,902), M+A e MA (U=-1,084; p=0,278), M+A e MNA (U=-2,238; p=0,025), M-A e MA (U=-0,871; p=0,384) e M-A e MNA (U=-2,620; p=0,009).

Quanto ao vale, o teste U de Mann Whitney localizou diferenças entre M-A e MA (U=-3,688; p=0,001) e M-A e MNA (U=-3,692; p=0,001). O membro inferior não afetado apresentou maior valor do vale (Tabela 23). Não foram localizadas diferenças entre M+A e M-A (U=-1,288; p=0,198), M+A e MA (U=-2,322; p=0,02), M+A e MNA (U=-2,409; p=0,016) e MA e MNA (U=-0,595; p=0,552).

Foi encontrada diferença marginalmente significativa para a magnitude do primeiro pico (H_3=11,044; p=0,011). Não foram encontradas diferenças para o tempo peso corporal (H_3=3,128; p=0,372), magnitude do segundo pico (H_3=9,276; p=0,026) e tempo vale-segundo pico (H_3=2,375; p=0,498).

Tabela 23. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos gerais das diferenças entre os hemicorpos da Perna de Suporte.

VARIÁVEIS	PERNA DE SUPORTE			
	M+A	M-A	MA	MNA
Δt1	0,13±0,1	0,15±0,11	0,14±0,1	0,13±0,06
Max-1	1,05±0,3	1,1±0,34	1,16±0,32■	0,85±0,24■
Max1	1,46±0,3	1,44±0,4	1,41±0,2	1,3±0,22
Vale	0,6±0,2	0,51±0,22□♦	0,67±0,14□	0,7±0,16♦
Max2	1,03±0,22	1,1±0,35	1,07±0,14	1,13±0,21
Δt2	0,15±0,06	0,17±0,06	0,17±0,06	0,17±0,05

Legenda: Δt1 = tempo peso corporal; Max-1 = magnitude do pico menos um; Max 1 = magnitude do pico um; Max2 = magnitude do segundo pico; Δt2 = tempo vale-segundo pico; M+A = membro inferior mais afetado; M-A = membro inferior menos afetado; MA = membro inferior afetado; MNA = membro inferior não afetado. ■ = diferença entre a MA e a MNA para Max-1; □ = diferença entre M-A e MA para o Vale; ♦ = diferença entre M-A e MNA para o Vale.

e) Diferenças entre hemicorpo e altura do obstáculo: quanto às diferenças entre hemicorpo para cada condição de obstáculo, o teste H de Kruskal-Wallis revelou diferenças para a marcha sem obstáculo apenas para o vale (H_3=22,692; p=0,001). O teste U de Mann Whitney localizou diferenças entre M+A e MA (U=-3,124; p=0,001), M+A e MNA (U=-3,781; p=0,001), M-A e MA (U=-3,019; p=0,002) e M-A e MNA (U=-3,408; p=0,001). Quanto mais afetado o membro inferior menores são os valores do vale (Tabela 24). Não foram encontradas diferenças entre: M+A e M-A (U=-0,294; p=0,772) e MA e MNA (U=-0,271; p=0,790). Não houve diferenças para as outras variáveis: tempo peso corporal (H_3=8,316; p=0,04), magnitude do pico menos um

(H_3=6,025; p=0,11), magnitude do primeiro pico (H_3=9,016; p=0,029), magnitude do segundo pico (H_3=1,041; p=0,791) e tempo vale-segundo pico (H_3=4,871; p=0,181).

Para obstáculo baixo e obstáculo alto não foram apontadas diferenças para nenhuma das variáveis: tempo peso corporal (OB: H_3=2,309; p=0,511; OA: H_3=1,979; p=0,577), magnitude do pico menos um (OB: H_3=9,085; p=0,028; OA: H_3=8,123; p=0,044), magnitude do primeiro pico (OB: H_3=2,594; p=0,459; OA: H_3=5,810; p=0,121), vale (OB: H_3=4,383; p=0,223; OA: H_3=3,870; p=0,276), magnitude do segundo pico (OB: H_3=6,193; p=0,103; OA: H_3=9,177; p=0,027) e tempo vale-segundo pico (OB: H_3=2,460; p=0,483; OA: H_3=2,108; p=0,550).

Tabela 24. Médias e desvios padrão dos dados cinéticos dos hemicorpos para cada tipo de ambiente da Perna de Suporte.

VARIÁVEIS	PERNA DE SUPORTE											
	OBSTÁCULO BAIXO				OBSTÁCULO ALTO				SEM OBSTÁCULO			
	M+A	M-A	MA	MNA	M+A	M-A	MA	MNA	M+A	M-A	MA	MNA
Δt1	0,13±0,1	0,12±0,11	0,15±0,07	0,13±0,12	0,12±0,1	0,11±0,1	0,1±0,04	0,12±0,09	0,14±0,12	0,16±0,13	0,15±0,07	0,17±0,05
Max-1	1,15±0,4	1,18±0,36	0,77±0,18	1,1±0,25	1,16±0,22	1,3±0,07	0,92±0,27	1,33±0,41	0,83±0,3	0,86±0,11	1,02±0,32	0,8±0,17
Max1	1,48±0,36	1,53±0,3	1,34±0,27	1,44±0,2	1,6±0,5	1,5±0,31	1,42±0,24	1,53±0,22	1,4±0,3	1,33±0,4	1,3±0,11	1,21±0,15
Vale	0,49±0,26	0,61±0,21	0,63±0,14	0,6±0,12	0,47±0,27	0,7±0,16	0,65±0,2	0,65±0,18	0,52±0,13■□	0,52±0,17♦◊	0,71±0,09■♦	0,71±0,15□◊
Max2	1,11±0,44	1,1±0,14	1,13±0,32	1,04±0,15	1,21±0,52	0,96±0,16	1,25±0,17	1,15±0,2	1,1±0,3	1,06±0,2	1,07±0,1	1,06±0,15
Δt2	0,17±0,05	0,17±0,07	0,17±0,07	0,16±0,07	0,14±0,07	0,17±0,05	017±0,04	0,18±0,06	0,15±0,06	0,2±0,04	0,2±0,05	0,2±0,04

Legenda: Δt1 = tempo peso corporal; Max-1 = magnitude do pico menos um; Max 1 = magnitude do pico um; Max2 = magnitude do segundo pico; Δt2 = tempo vale-segundo pico; M+A = membro inferior mais afetado; M-A = membro inferior menos afetado; MA = membro inferior afetado; MNA = membro inferior não afetado.

3.4.3.2. Variáveis cinéticas da perna de abordagem: a) diferenças entre as condições de obstáculo; b) diferenças entre o tipo de PCE; c) diferenças entre o tipo de PCE e altura do obstáculo; d) diferenças entre hemicorpo; e e) diferenças entre hemicorpo e altura do obstáculo.

a) Diferenças entre as condições de obstáculo: o teste de Friedman apontou diferenças entre as seguintes variáveis da PA: tempo peso corporal (xr^2=25,820; p=0,001), magnitude do pico menos um (xr^2=24,333; p=0,001), magnitude do primeiro pico (xr^2=19,860; p=0,001) e tempo vale-segundo pico (xr^2=8,063; p=0,018; Tabela 25).

Para tempo peso corporal, o teste T de Wilcoxon localizou diferenças entre: obstáculo baixo e marcha sem obstáculo (T=-3,774; p=0,001), obstáculo alto e marcha sem obstáculo (T=-4,220; p=0,001). Em ambientes regulares, as crianças PCE levam mais tempo para atingir o peso corporal. Porém, não houve diferença entre obstáculo baixo e obstáculo alto (T=-0,379; p=0,704).

Para a magnitude do pico menos um, o teste T de Wilcoxon localizou diferenças entre: obstáculo baixo e marcha sem obstáculo (T=-3,809; p=0,001), obstáculo alto e marcha sem obstáculo (T=-3,920; p=0,001). A presença de obstáculos faz com que o primeiro impacto da PA no solo seja maior. Não houve diferença entre obstáculo baixo e obstáculo alto (T=-0,806; p=0,420).

Para a magnitude do primeiro pico, o teste T de Wilcoxon localizou diferenças entre: obstáculo baixo e marcha sem obstáculo (T=-3,668; p=0,001), obstáculo alto e marcha sem obstáculo (T=-3,660; p=0,001). Na presença de obstáculos, menor é a absorção da força pela PA. Entretanto, não houve diferença entre obstáculo baixo e obstáculo alto (T=-1,580; p=0,114).

Para o tempo vale-segundo pico, o teste T de Wilcoxon localizou diferenças entre: obstáculo baixo e obstáculo alto (T=-2,562; p=0,01), obstáculo alto e marcha sem obstáculo (T=-2,907; p=0,004). Crianças PCE, quando se locomovem em terrenos regulares, levam mais tempo para realizar a propulsão da marcha. Não foram localizadas diferenças entre o obstáculo baixo e marcha sem obstáculo (T=-0,411; p=0,681).

O teste de Friedman não apontou diferenças para as seguintes variáveis da PA: vale (xr^2=30,038; p=0,219) e magnitude do segundo pico (xr^2=0,938; p=0,625).

Tabela 25. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos para cada condição de altura d obstáculo para Perna de Abordagem.

VARIÁVEIS	PERNA DE ABORDAGEM		
	OB	OA	SO
Δt1	0,08±0,5•	0,082±0,52■	0,15±0,1•■
Max-1	1,3±0,35•	1,37±0,48■	0,85±0,2•■
Max1	1,47±0,23•	1,43±0,25■	1,26±0,3•■
Vale	0,67±0,2	0,7±0,16	0,66±0,15
Max2	1,07±0,17	1,05±0,23	1,04±0,15
Δt2	0,18±0,77□	0,15±0,6□■	0,18±0,46■

Legenda: OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto; SO = sem obstáculo; VAR = variáveis; Δt1 = tempo peso corporal; Max-1 = magnitude do pico menos um; Max 1 = magnitude do pico um; Max2 = magnitude do segundo pico; Δt2 = tempo vale-segundo pico; □ = diferenças apontadas entre OB e OA pelo teste de Wilcoxon ($p \leq 0,025$); • = diferenças apontadas entre OB e SO pelo teste de Wilcoxon ($p \leq 0,025$); ■ = diferenças apontadas entre OA e SO pelo teste de Wilcoxon ($p \leq 0,025$).

b) Diferenças entre o tipo de PCE: o teste U de Mann-Whitney revelou diferenças entre o tipo de PCE para as seguintes variáveis da PA: magnitude do pico menos um (U=-2,815; p=0,005), magnitude do primeiro pico (U=-4,186; p=0,001), vale (U=-5,960; p=0,001) e magnitude do segundo pico (U=-4,109; p=0,001). Os indivíduos PCE diplégicos atingiram o peso corporal em menor tempo no primeiro contato do pé com o solo, ou seja, maior impacto da PA no solo, o que refletiu em menor absorção. Também apresentaram menor vale, ou seja, menos força para a transferência de peso e, conseqüente, menor propulsão (Tabela 26). Não foram encontradas diferenças para o tempo peso corporal (U=-1,286; p=0,198) e tempo vale-segundo pico (U=-0,976; p=0,329).

c) Diferenças entre o tipo de PCE e altura do obstáculo: quanto às diferenças entre tipo de PCE para cada condição de obstáculo, o teste U de Mann-Whitney revelou diferenças para a marcha sem obstáculo nas seguintes variáveis: tempo peso corporal (U=-2,369; p=0,017), magnitude do primeiro pico (U=-2,961; p=0,002), vale (U=-3,741; p=0,001) e magnitude do segundo pico (U=-2,481; p=0,012). Os indivíduos PCE diplégicos apresentaram maior impacto da perna de suporte no solo, o que refletiu em menor absorção. Também apresentaram menos força para a transferência de peso e, conseqüentemente, menor propulsão (Tabela 26). Para marcha sem obstáculo, não foram encontradas diferenças para magnitude do pico menos um (U=-0,823; p=0,432) e tempo vale-segundo apoio (U=-1,030; p=0,319).

Para o obstáculo baixo, o teste U de Mann-Whitney apontou diferenças entre tipo de PCE para as seguintes variáveis: magnitude do pico menos um (U=-2,369;

p=0,004), magnitude do primeiro pico (U=-2,452; p=0,014), vale (U=-3,369; p=0,001) e magnitude do segundo pico (U=-2,002; p=0,045). Os indivíduos diplégicos apresentaram menor absorção da PA. Também apresentaram menor vale e, conseqüentemente, menor propulsão (Tabela 26). Para obstáculo baixo, não foram encontradas diferenças para tempo peso corporal (U=-1,658; p=0,097) e tempo vale-segundo apoio (U=-0,898; p=0,369).

Para o obstáculo alto, o teste U de Mann-Whitney apontou diferenças entre tipo de PCE para as seguintes variáveis: magnitude do pico menos um (U=-2,311; p=0,021), magnitude do primeiro pico (U=-3,284; p=0,001), vale (U=-3,699; p=0,001) e magnitude do segundo pico (U=-2,894; p=0,004). O mesmo comportamento dos indivíduos PCE diplégicos para o obstáculo baixo foi observado para o obstáculo alto (Tabela 26). Para obstáculo alto, não foram encontradas diferenças para tempo peso corporal (U=-0,325; p=0,745) e tempo vale-segundo apoio (U=-1,656; p=0,098).

Tabela 26. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos gerais para o tipo de PCE e para cada condição de obstáculo da Perna de Abordagem.

VAR	PERNA DE ABORDAGEM							
	OB		OA		SO		GERAL	
	DI	HEMI	DI	HEMI	DI	HEMI	DI	HEMI
Δt1	0,07±0,06	0,08±0,37	0,08±0,04	0,08±0,05	0,12±0,07	0,2±0,13	0,09±0,06	0,1±0,08
Max-1	1,42±0,45	1,21±0,24	1,53±0,51	1,28±0,43	0,9±0,24	0,81±0,18	1,4±0,5	1,16±0,36
Max1	1,55±0,28	1,42±0,2	1,55±0,25	1,34±0,21	1,34±0,34	1,15±0,16	1,5±0,3	1,33±0,21
Vale	0,58±0,2	0,73±0,16	0,6±0,16	0,76±0,14	0,58±0,15	0,76±0,1	0,6±0,17	0,75±0,14
Max2	1,04±0,23	1,1±0,12	1,02±0,33	1,07±0,11	1±0,17	1,12±0,1	1,01±0,25	1,1±0,11
Δt2	0,17±0,06	0,19±0,08	0,15±0,05	0,14±0,06	0,19±0,04	0,17±0,04	0,17±0,05	0,16±0,06

Legenda: OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto; SO = sem obstáculo; GERAL: dados gerais diplégicos e hemiplégicos independente de condição de obstáculo; DI = diplégicos; HEMI = hemiplégicos; VAR = variáveis; Δt1 = tempo peso corporal; Max-1 = magnitude do pico menos um; Max1 = magnitude do pico um; Max2 = magnitude do segundo pico; Δt2 = tempo vale-segundo pico.

d) Diferenças entre hemicorpo: o teste H de Kruskal-Wallis apontou diferenças entre hemicorpos para a perna de abordagem nas seguintes variáveis: magnitude do primeiro pico (H_3=18,336; p=0,001), vale (H_3=35,811; p=0,001) e magnitude do segundo pico (H_3=22,481; p=0,001; Tabela 27).

Tabela 27. Médias e desvios-padrão dos dados cinéticos gerais das diferenças entre os hemicorpos da Perna de Abordagem.

VARIÁVEIS	PERNA DE ABORDAGEM			
	M+A	M-A	MA	MNA
Δt1	0,1±0,08	0,08±0,04	0,1±0,08	0,11±0,08
Max-1	1,3±0,44	1,4±0,53	1,25±0,4	1,07±0,3
Max1	1,5±0,35■	1,5±0,25□	1,35±0,21	1,31±0,21■□
Vale	0,58±0,17•◦	0,6±0,17‡†	0,74±0,15•‡	0,76±0,12◦†
Max2	0,95±0,18◊♦	1,07±0,3ᵒ	1,07±0,13◊	1,11±0,08♦ᵒ
Δt2	0,16±0,06	0,18±0,05	0,16±0,08	0,17±0,06

Legenda: Δt1 = tempo peso corporal; Max-1 = magnitude do pico menos um; Max 1 = magnitude do pico um; Max2 = magnitude do segundo pico; Δt2 = tempo vale-segundo pico; M+A = membro inferior mais afetado; M-A = membro inferior menos afetado; MA = membro inferior afetado; MNA = membro inferior não afetado; ■ = diferença entre a M+A e a MNA para Max-1; □ = diferença entre a M-A e a MNA para Max-1; • = diferença entre a M+A e a MA para Vale; ◦ = diferença entre a M+A e a MA para Vale; ‡ = diferença entre a M-A e a MA para Vale; † = diferença entre a M-A e a MNA para Vale; ◊ = diferença entre a M+A e a MA para Max2; ♦ = diferença entre a M+A e a MA para Max2; ᵒ = diferença entre a M-A e a MNA para Max2.

Na magnitude do pico um, o teste U de Mann Whitney localizou diferenças entre M+A com MNA (U=-3,243; p=0,001) e entre M-A e MNA (U=-3,285; α=0,001). Os membros inferiores mais comprometidos apresentaram maiores valores no pico, ou seja, menor capacidade de absorção do impacto da perna de abordagem no solo (Tabela 27). Não foram localizadas diferenças entre: M+A e M-A (U=-3,243; p=0,001), M+A e MA (U=-3,243; p=0,001), M-A e MA (U=-3,243; p=0,001) e MA e MNA (U=-3,243; p=0,001).

Para o vale, o teste U de Mann Whitney localizou diferenças entre: M+A e MA (U=-4,025; p=0,001), M+A e MNA (U=-4,502; p=0,001), M-A e MA (U=-3,808;p=0,001) e M-A e MNA (U=-4,472; p=0,001). Os membros inferiores mais comprometidos apresentaram menores valores do vale (Tabela 27). Não foram localizadas diferenças entre: M+A e M-A (U=-0,509; p=0,611) e MA e MNA (U=-0,255; p=0,799).

Para a magnitude do segundo pico, o teste U de Mann Whitney localizou diferenças entre: M+A e MA (U=-2,945; p=0,003), M+A e MNA (U=-4,246; p=0,001) e M-A e MNA (U=-2,945; p=0,003). Quanto menos comprometido o membro inferior maior foi a força de propulsão (Tabela 27). Não foram localizadas diferenças entre: M+A e M-A (U=-1,803; p=0,71), M-A e MNA (U=-1,537; p=0,124) e MA e MNA (U=-2,056; p=0,04).

Não foram encontradas diferenças para a magnitude do pico menos um (H_3=11,331; p=0,01), para o tempo peso corporal (H_3=7,898; p=0,048) e tempo vale-segundo pico (H_3=3,209; p=0,36).

e) Diferenças entre hemicorpo e altura do obstáculo: para a condição sem obstáculo, quanto às diferenças entre hemicorpo, o teste H de Kruskal-Wallis revelou diferenças apenas para o vale (H_3=14,533; p=0,002; Tabela 28). O teste U de Mann Whitney localizou diferenças entre M-A e MNA (U=-2,810; p=0,003). Quanto mais comprometido o membro inferior menor o valor do vale. Não foram localizadas diferenças entre: M+A e M-A (U=-1,256; p=0,228), M+A e MA (U=-2,628; p=0,006), M+A e MNA (U=-2,454; p=0,013), M-A e MA (U=-2,584; p=0,01) e MA e MNA (U=-0,577; p=0,606). Não houve diferenças para as outras variáveis: tempo peso corporal (H_3=7,096; p=0,069), magnitude do pico menos um (H_3=4,278; p=0,233), magnitude do primeiro pico (H_3=8,876; p=0,031), magnitude do segundo pico (H_3=8,652; p=0,034) e tempo vale-segundo pico (H_3=1,089; p=0,780).

Para obstáculo baixo, o teste H de Kruskal-Wallis encontrou diferenças para as seguintes variáveis: magnitude do pico menos um (H_3=13,576; p=0,004) e vale (H_3=11,526; p=0,008). Foi encontrada uma diferença marginalmente significativa para a magnitude do segundo pico (H_3=10,239; p=0,017). Não foram encontradas diferenças para o tempo peso corporal (H_3=3,789; p=0,285) e o tempo vale-segundo pico (H_3=3,496; p=0,321). Para a magnitude do pico menos um, o teste U de Mann Whitney localizou diferenças entre M-A e MNA (U=-2,932; p=0,002). O membro inferior mais afetado, quando perna de abordagem, mostrou maior impacto com o solo. Não foram localizadas diferenças entre: M+A e M-A (U=-2,085; p=0,036), M+A e MA (U=-0,576; p=0,586), M+A e MNA (U=-1,928; p=0,53), M-A e MA (U=-2,581; p=0,009) e MA e MNA (U=-1,982; p=0,049). Para o vale, o teste U de Mann Whitney não localizou nenhuma diferença entre hemicorpos: M+A e M-A (U=-0,220; p=0,829), M+A e MA (U=-2,224; p=0,025), M+A e MNA (U=-2,075; p=0,039), M-A e MA (U=-2,569; p=0,009), M-A e MNA (U=-2,532; p=0,011) e MA e MNA (U=-0,538; p=0,606).

Para obstáculo alto, foram localizadas diferenças para a magnitude do primeiro pico (H_3=13,919; p=0,003), vale (H_3=14,919; p=0,002) e magnitude do segundo pico (H_3=13,907; p=0,003). Não foram encontradas diferenças para as variáveis: tempo peso corporal (H_3=9,628; p=0,022), magnitude do pico menos um (H_3=5,861; p=0,119) e tempo vale-segundo pico (H_3=2,908; p=0,406). Na magnitude primeiro pico, o teste U

de Mann-Whitney localizou diferença entre M+A e MNA (U=-3,602; p=0,001), indicando que quanto maior a rigidez muscular, menor a capacidade de absorção (Tabela 28). Não foram localizadas diferenças entre: M+A e M-A (U=-1,007; p=0,320), M+A e MA (U=-2,408; p=0,015), M-A e MA (U=-1,041; p=0,303), M-A e MNA (U=-2,082; p=0,038) e MA e MNA (U=-1,379; p=0,170). Para o vale, o teste U de Mann Whitney localizou diferenças entre M+A e MNA (U=-3,266; p=0,001) e M-A e MNA (U=-2,791; p=0,004), indicando que quanto mais afetado o membro inferior, menores são os valores do vale. Não foram localizadas diferenças entre: M+A e M-A (U=-0,408; p=0,689), M+A e MA (U=-2,513; p=0,01), M-A e MA (U=-1,772; p=0,08) e MA e MNA (U=-1,034;p=0,306). Para a magnitude do segundo pico, o teste U de Mann-Whitney localizou diferença entre M+A e MNA (U=-3,269; p=0,001). O M+A apresentou menor propulsão. Não foram localizadas diferenças entre: M+A e M-A (U=-2,150; p=0,03), M+A e MA (U=-2,388; p=0,015), M-A e MA (U=-0,776; p=0,444), M-A e MNA (U=-1,595; p=0,117) e MA e MNA (U=-1,967; p=0,049).

Tabela 28. Médias e desvios padrão dos dados cinéticos dos hemicorpos para as condições de obstáculo da Perna de Abordagem.

VARIÁVEIS	PERNA DE ABORDAGEM											
	OBSTÁCULO BAIXO				OBSTÁCULO ALTO				SEM OBSTÁCULO			
	M+A	M-A	MA	MNA	M+A	M-A	MA	MNA	M+A	M-A	MA	MNA
Δt1	0,09±0,09	0,06±0,03	0,07±0,03	0,08±0,04	0,08±0,05	0,07±0,04	0,06±0,04	0,1±0,06	0,15±0,1	0,1±0,04	0,2±0,14	0,2±0,13
Max-1	1,26±0,3	1,57±0,51□	1,28±0,23	1,12±0,22□	1,44±0,53	1,6±0,51	1,32±0,52	1,22±0,31	0,75±0,26	0,94±0,23	0,87±0,1	0,76±0,21
Max1	1,5±0,35	1,6±0,2	1,41±0,17	1,4±0,21	1,6±0,24♦	1,52±0,27	1,37±0,25	1,3±0,16♦	1,3±0,43	1,37±0,25	1,16±0,14	1,15±0,19
Vale	0,6±0,2	0,57±0,22	0,75±0,2	0,7±0,12	0,6±0,15◊	0,6±0,2‡	0,74±0,14	0,78±0,13◊‡	0,55±0,2	0,61±0,1■	0,75±0,1	0,76±0,11■
Max2	0,96±0,12	1,1±0,3	1,06±0,14	1,12±0,08	0,94±0,17†	1,08±0,42	1,04±0,11	1,11±0,1†	1,02±0,2	0,96±0,16	115±0,11	1,1±0,04
Δt2	0,15±0,06	0,18±0,06	0,17±0,1	0,2±0,06	0,17±0,04	0,14±0,06	0,15±0,08	0,14±0,04	0,19±0,06	0,19±0,03	0,16±0,05	0,17±0,04

Legenda: Δt1 = tempo peso corporal; Max-1 = magnitude do pico menos um; Max 1 = magnitude do pico um; Max2 = magnitude do segundo pico; Δt2 = tempo vale-segundo pico; M+A = membro inferior mais afetado; M-A = membro inferior menos afetado; MA = membro inferior afetado; MNA = membro inferior não afetado; □ = diferença entre M-A e MNA para Max-1 no OB; ♦ = diferença entre M+A e MNA para Max1 AO; ◊ = diferença entre M+A e MNA para o vele no OA; ‡ = diferença entre MA e MNA para o vele no OA; ■ = diferença entre M-A e MNA para o vale no SO; † = diferença entre M+A e MNA para Max2 no AO.

3.5. DISCUSSÃO

O objetivo geral deste estudo foi analisar a locomoção adaptativa de crianças com PCE na tarefa de transpor obstáculos com diferentes alturas. Especificamente, por meio de ferramentas cinemática e cinética e durante a aproximação e ultrapassagem de obstáculos, quantificar e comparar as estratégias de crianças PCE diplégica com as empregadas por crianças PCE hemiplégica e as estratégias de compensação entre os hemicorpos.

Os resultados apresentaram que crianças PCE realizam um planejamento antecipado da transposição do obstáculo e controlam continuamente o equilíbrio corporal tanto durante a aproximação quanto durante a fase de ultrapassagem para garantir o sucesso da tarefa. Por conta disso, durante a ultrapassagem, trocam a economia de movimento por segurança e estabilidade. Os parâmetros espaço-temporais e cinéticos de negociação com o obstáculo refletiram a modulação do sistema efetor de acordo com o julgamento perceptivo das características do obstáculo (dimensões e localização). Assim, as variáveis espaciais e temporais da fase de aproximação e abordagem do obstáculo evidenciaram que as crianças PCE são capazes de lidar com suas restrições orgânicas, adotando estratégias que possibilitem sua estabilidade e controle locomotor frente a diferentes demandas ambientais. Estas estratégias podem ser evidenciadas pela associação entre a diminuição do comprimento e da velocidade da passada durante a fase de aproximação, aumento da margem de segurança conforme há aumento da altura do obstáculo, aumento da magnitude do pico Max-1 na fase de absorção, diminuindo o impacto do membro inferior com o solo, na presença do obstáculo e, na negociação com o obstáculo alto, aumento das forças aplicadas pela PS na fase de propulsão.

Os mecanismos de controle antecipatório e preditivo são empregados de forma aprofundada para a discussão dos resultados.

3.5.1. Mecanismo de Controle Antecipatório

Durante a aproximação do obstáculo, o primeiro mecanismo de controle empregado é o antecipatório. Este envolve a integração da informação visual, para julgar a altura e a localização do obstáculo, com o controle preciso do movimento das pernas. Desta forma, a criança pode ajustar proativamente a distância entre seu pé e o obstáculo.

Crianças com desenvolvimento normal adquirem e refinam suas habilidades para se locomover em ambientes irregulares (MCFADYEN et al., 2001; VALLIS & MCFADYEN, 2005), enquanto que crianças PCE devem também ser capazes de vencer suas restrições estruturais e funcionais para realizar esta tarefa com sucesso. Por exemplo, em decorrência das suas alterações músculo-esqueléticas e neuromusculares, as crianças PCE apresentam menor amplitude de movimento articular (DAMIANO & ABEL, 1998; JOHNSON et al., 1997), conseqüentes alterações nos padrões espaciais e temporais da marcha livre (DAMIANO et al., 2006; DAMIANO & ABEL, 1998; JOHNSON et al., 1997) e pobre controle postural (WOOLLACOTT & SHUMWAY-COOK, 2005; SHUMWAY-COOK et al., 2003) quando comparadas com crianças com desenvolvimento normal.

Os resultados deste estudo apontam que, na presença de obstáculos, crianças PCE adaptam todas as variáveis espaciais e temporais avaliadas da marcha. A marcha durante a condição SO, quando comparada às condições de OA e OB, revelou maior comprimento, velocidade e duração da passada e, conseqüente, menor cadência. Quando os obstáculos alto e baixo foram comparados, houve redução no comprimento, na velocidade e na duração da passada, e maior cadência na aproximação do OA (Tabela 12).

A modificação intencional das variáveis espaciais e temporais da marcha ocorreu devido à necessidade de captação da informação exteroceptiva referente às características do obstáculo. A informação relevante para a regulação locomotora só é possível e eficiente a três passos do obstáculo (PATLA & VICKERS, 2003), o que também foi observado nos resultados desse estudo, onde o comprimento dos 3 passos que antecederam a abordagem do OA foram menores do que os observados para o OB (Tabela 14).

As características funcionais e estruturais da criança PCE refletiriam em um repesamento sensorial, para garantir maior precisão do movimento e um mecanismo antecipatório mais efetivo. Uma vez que alterar a marcha bruscamente, mais perto do obstáculo, quando o controle postural está fragilizado, é potencialmente arriscado. Parcelar os ajustes em mais passos representa uma boa estratégia para não deslocar o centro de massa tão bruscamente e, assim, não comprometer a estabilidade dinâmica do corpo (McLELLAN & PATLA, 2006; PATLA & GREIG, 2006).

Uma forma mais cautelosa de aproximação ao obstáculo permite à criança PCE mais tempo para processar a informações exteroceptivas e exproprioceptivas. Crianças PCE estão aptas a adaptar seus movimentos a diferentes ambientes, mas requerem maior tempo para o processamento da informação visual e conseqüente antecipação motora. Resultados semelhantes aos encontrados neste estudo foram observados por Law & Webb (2005), que compararam a velocidade de uma passada antes da ultrapassagem do obstáculo entre crianças PCE diplégicas e crianças com desenvolvimento normal. O presente estudo, ao analisar crianças PCE diplégicas e hemiplégicas, avança no conhecimento específico da PCE e permite afirmar que crianças PCE apresentam maior tempo de aproximação para todas as condições de altura do obstáculo.

Independente das condições de obstáculo, a duração da passada e a cadência foram diferentes entre os tipos de PCE. Crianças diplégicas apresentaram menor duração da passada e maior cadência (Tabela 13). Estes resultados corroboram com a afirmação de que quanto maior o nível de comprometimento neuromotor da criança PCE maior é a redução das variáveis temporais da marcha (DAMIANO et al., 2006; DAMIANO & ABEL, 1998; ABEL & DAMIANO, 1996).

Quando as condições de altura do obstáculo foram consideradas, as adaptações no padrão da marcha foram diferentes entre os tipos de PCE (Figura 10). Para o comprimento dos 3 passos antes da abordagem do obstáculo, o tipo de PCE foi comparado isolado e diferenças foram evidenciadas no 3pao, onde os diplégicos apresentaram menor comprimento do passo (Tabela 15). Também foram encontradas diferenças quanto ao hemicorpo (Tabela 16), e interação entre hemicorpo, tipo de PCE e altura do obstáculo (Figura 12) para esta variável. Para o 2pao foi encontrada interação entre os tipos de PCE e as condições de obstáculo (Figura 11), sendo que os hemiplégicos apresentaram maior comprimento do 2pao quando se aproximaram do OB e os diplégicos apresentaram comportamentos semelhantes tanto para OB quanto para OA.

Estes resultados mostram que os mecanismos antecipatórios estão preservados nas crianças PCE independente do seu grau de comprometimento neuromotor. Estas conseguem utilizar a informação visual do obstáculo e prever o risco que este objeto pode impor à sua estabilidade dinâmica para programar e implementar ajustes locomotores diferenciados na tentativa de garantir o sucesso da tarefa. As condições externas (presença de obstáculo e características do terreno) são utilizadas pela criança diplégica e hemiplégica de forma antecipada (feedforward) para o planejamento da ultrapassagem dos obstáculos. Desta forma, a criança PCE ajusta proativamente a distância entre seu pé e o obstáculo. A informação visual, captada durante a fase de aproximação, auxilia no controle preditivo durante a transposição do obstáculo, que é discutido a seguir.

3.5.2. Controle Preditivo

A ultrapassagem do obstáculo é um momento no qual o SNC deve se organizar para modificar o padrão locomotor normal (da marcha livre) e, assim, realizar a transposição do corpo. Este ajuste é proveniente do mecanismo de controle preditivo, o qual permite ao indivíduo por meio da experiência anterior, predizer as perturbações motoras geradas pela realização de movimentos voluntários (MORAES & GOBBI, 2008). Esta tarefa requer que parâmetros cinemáticos e cinéticos sejam agrupados, pelo SNC, para elevar as pernas a alturas adequadas em relação à altura dos obstáculos e que, posteriormente, a aterrissagem do pé garanta uma base de suporte estável, compensando o rápido deslocamento do centro de massa no sentido ântero-posterior e médio-lateral (CHOU et al., 2001). No entanto, modificações no padrão descrito acima podem variar em função de problemas de controle de equilíbrio (CHOU et al., 2003) e das alturas do obstáculo (LU et al., 2006).

Os parâmetros espaciais e temporais de negociação com o obstáculo refletem a modulação do sistema efetor de acordo com o julgamento perceptivo das características do obstáculo (dimensões e localização). Esta modulação ocorre devido à tomada de decisões em função da distância de aproximação do obstáculo antes de ultrapassá-lo, margem de segurança sobre o obstáculo e colocação do pé na aterrissagem, que são necessárias para garantir segurança e estabilidade (PIERUCCINI-FARIA et al., 2006).

Já as variáveis cinéticas, no caso a força vertical de reação do solo (FRS), quantificam as forças de absorção e propulsão aplicadas pela perna de suporte e pela perna de abordagem durante a ultrapassagem do obstáculo. A direção e a magnitude da força de reação do solo aplicada durante a locomoção coincidem com a direção e magnitude do movimento do centro de massa do corpo (MEGLAN & TODD, 1998). Desta forma, a força de reação do solo é uma resposta às ações musculares e ao peso corporal transmitidos pelos pés.

Durante a marcha sem obstáculos, os efeitos do centro de massa do corpo resultam da soma das forças de reação que atuam em ambos os pés, que ficam em contato com o chão simultaneamente em cerca de ¼ do tempo. Durante os ¾ de tempo restantes, apenas a força de reação em um dos pés influencia o movimento do centro de massa do corpo (MEGLAN & TODD, 1998) e tende a ser simétrica. Desta forma, na marcha normal a FRS se desloca pela superfície da planta dos pés desde o toque do calcanhar até a retirada dos artelhos do chão. Assim, durante toda a fase de suporte, ocorre um aumento gradativo do momento da força plantar-flexora e da distância do vetor da FRS do centro do tornozelo (ROMKES & BRUNNER, 2002), onde o pé é o responsável pela distribuição da pressão plantar, que suporta o peso corporal e ajusta as posturas na posição ereta.

Durante a abordagem de obstáculos, a interação calcanhar-pé se mantém, porém as forças aplicadas pela perna de suporte e pela perna de abordagem apresentam maior magnitude no pico de propulsão (BEGG et al, 1998). Ao contrário da marcha livre, na marcha sobre obstáculos, a perna de suporte de indivíduos neurologicamente sadios realiza ajustes diferentes da perna de abordagem. O papel principal da perna de suporte é propulsionar o corpo à frente e fornecer estabilidade necessária para que a perna de abordagem transponha o obstáculo com segurança. Em contraste, quando a perna de abordagem faz o apoio para que a perna de suporte ultrapasse o obstáculo, impulsos verticais menores são necessários, pois ocorre menor desequilíbrio, uma vez que boa parte do corpo já transpôs o obstáculo (BEGG et al., 1998).

Em crianças PCE, a espasticidade, os padrões anormais de ativação muscular e a rigidez muscular quebram a interação normal entre o tornozelo e o pé com a superfície de suporte. O toque direto dos artelhos no chão, ou seja, o andar nas pontas dos pés (toe walking – SASAKI et al., *in press*) é observado. Esta característica é comumente relatada durante a marcha livre em indivíduos com desordens neurológicas e músculo esqueléticas (SASAKI et al., *in press*), em especial na marcha agachada (diplégicos) e

na marcha joelho-rígido (hemiplégicos). O andar nas pontas dos pés está relacionado ao aumento da postura em eqüino como resultado da redução da força dos plantar-flexores (principalmente provenientes do gastrocnêmio e do sóleo), o que reflete em aumento do momento de flexão-plantar no início na fase de suporte onde era esperado o aumento do momento de dorsi-flexão (PERRY et al., 2003; KERRIGAN et al., 2000; DAVIDS et al., 1999). Assim, durante a fase de absorção no início do duplo suporte, o tornozelo realiza um movimento de dorsi-flexão que é rapidamente interrompido por uma flexão-plantar ativa prematura, que pode ser refletida por uma pequena curva de absorção de força no início da fase de suporte durante a marcha livre (PERRY et al., 2003). Assim, a curva da força vertical de crianças PCE apresenta 2 picos durante a fase de absorção, os quais também foram observados nas curvas cinéticas apresentadas pelos participantes deste estudo. Esta primeira curva, aqui nomeada de pico máximo -1 (Max-1), esteve presente em 61,32% das tentativas de marcha sem obstáculo, 86,36% das tentativas de obstáculo baixo e 87,37% das tentativas de obstáculo alto.

Acredita-se que o pico Max-1 seja um ajuste realizado pelo mecanismo de controle preditivo buscando amenizar o primeiro impacto do pé com o solo permitindo maior equilíbrio corporal. Estratégias compensatórias já são empregadas para garantir a estabilidade necessária durante a marcha livre em crianças PCE (PERRY et al., 2003). Frente à perturbação do obstáculo, há preocupação em garantir o equilíbrio dinâmico durante a realização da tarefa. Manter o corpo todo em equilíbrio durante a marcha livre é uma tarefa difícil devido à base limitada de suporte durante a fase de suporte simples e requer controle preciso do centro de massa de todo o corpo. Entretanto, manter o equilíbrio durante a abordagem de obstáculos se torna uma tarefa ainda mais desafiadora, em especial para a criança PCE, onde desequilíbrio durante a ultrapassagem de obstáculo pode causar um movimento inapropriado dos membros inferiores e, conseqüentemente, resultar em tropeços ou em queda.

Para Patla e colaboradores (1991), a realização de uma ultrapassagem segura pode ser garantida por duas estratégias: via elevação da perna através de uma maior flexão das articulações do quadril ou do joelho, ou via elevação de todo o corpo através da elevação do centro de massa gerado por um maior impulso vertical na perna de apoio. As duas estratégias afetam o equilíbrio corporal total. A marcha da criança PCE é caracterizada por um deslocamento vertical excessivo do centro de massa através do ciclo da marcha, uma vez que a amplitude de movimento se encontra limitada pela característica da patologia, o que compromete sua estabilidade (SUTHERLAND &

DAVIS, 1993). Logo, o pico Max-1 durante a transposição do obstáculo pode ser interpretado como um ajuste decorrente da ação compensatória de outros músculos para fornecer estabilidade necessária para um bom desempenho da tarefa, amenizando o primeiro impacto do pé com o solo.

Também foi observado, nos resultados deste estudo, que a magnitude do pico Max-1 e do pico Max1 (segundo pico de absorção) aumentam com o impacto da perna de abordagem no solo quando comparada à perna de suporte. Estes resultados corroboram com o estudo de Begg e colaboradores (1998), onde a perna de abordagem também apresentou maior aceleração vertical do centro de massa quando comparada com a perna de suporte. Com o aumento da elevação da perna de abordagem ocorre um aumento nas demandas do equilíbrio (SAID et al., 2008; CHOU et al., 2001; PATLA & RIETDYK, 1993), onde o centro de massa se desloca para fora da base de suporte e existe um tempo muito curto de recuperação caso o pé tropece no obstáculo (SAID et al., 2008). A perna de suporte é responsável pela sustentação de todo o corpo durante a ultrapassagem da perna de abordagem. Assim, como os resultados deste estudo mostraram, crianças PCE tentam amenizar as forças de impacto da perna de suporte no solo para evitar desequilíbrio corporal e garantir o sucesso da transposição da perna de abordagem. Quanto maior aceleração maior o aumento do deslocamento do centro de massa na ultrapassagem do obstáculo, exigindo maior controle durante a aterrissagem da perna de abordagem no solo, para que o impacto desta não seja tão brusco e não ocorra desequilíbrio (CHOU et al., 2001).

Os resultados deste estudo também indicaram que quanto maior a altura do obstáculo maior o aumento do pico Max-1 e do pico Max1, tanto para a perna de suporte quanto para a perna de abordagem. É como se esta força aplicada no chão pelas crianças PCE fosse dividida em dois momentos durante a absorção, o primeiro para amenizar o primeiro impacto (pico Max-1) com o solo, e o segundo para estabilizar o corpo e preparar para a propulsão (pico Max1). Estes resultados, em conjunto com os dados das fases de aproximação (redução no comprimento dos passos antes da abordagem do OA) e de ultrapassagem (DHPO da perna de abordagem: que quanto mais alto o obstáculo, menor foi à distância do pé em relação ao obstáculo), suportam que as crianças PCE planejam seu comportamento locomotor adaptativo para garantir uma ultrapassagem segura.

Durante a fase de absorção da perna de abordagem, os resultados apresentaram diferenças quanto às condições de altura do obstáculo nas variáveis $\Delta t1$ e picos de

absorção. O Δt1 foi uma variável temporal incluída neste estudo relacionada ao tempo em que o impacto do pé com a plataforma atinge a porcentagem do peso corporal. Quanto menor o tempo maior o impacto do membro inferior com o solo. Desta forma, na presença de obstáculos, independente de sua altura, mais rápido foi o impacto da perna de abordagem com o chão. O mesmo ocorreu com os dois picos de absorção, onde as menores magnitudes foram encontradas na marcha sem obstáculo. Os dados cinemáticos também apontaram que, com o aumento da altura do obstáculo, a perna de abordagem reduziu sua velocidade de ultrapassagem. Sendo a perna de abordagem a perna que possui o maior risco de tropeços durante a abordagem (DRAGANICK & KUO, 2004) e o aumento de sua velocidade durante a ultrapassagem está relacionado com quedas (PAVOL et al., 2001), estes resultados apontam uma estratégia mais conservadora das crianças PCE durante a abordagem de obstáculos, assim como demonstrado no estudo de Petrarca e colaboradores (2006).

Mesmo diminuindo sua velocidade de ultrapassagem com o aumento da altura do obstáculo, como foi observado nos dados cinemáticos, crianças PCE (independente do tipo) apresentam menor tempo de impacto da perna de abordagem no solo conforme o aumento da altura do obstáculo. A fraqueza nos principais grupos musculares responsáveis pelo movimento das articulações do tornozelo, do joelho e do quadril (DAMIANO et al. 2006; 2000; 1998) pode ser a responsável por estes resultados. Quanto maior o comprometimento do membro inferior menor a capacidade do individuo PCE controlá-lo durante a aterrissagem.

Além da marcha na ponta dos pés, muitas crianças PCE se locomovem com redução na extensão do joelho e do quadril durante o final da fase de balanço e durante a fase de suporte (ARNOLD et al., 2007; DAMIANO et al., 2006; SHUTERLAND & DAVIDS, 1993). A redução na extensão do joelho e do quadril é problemática para o equilíbrio corporal (WOOLLACOTT & SHUMWAY-COOK, 2005; SHUMWAY-COOK et al., 2003), resultando em uma postura mais agachada no contato inicial do pé com o solo e conseqüente diminuição do comprimento da passada. Durante a marcha normal, os extensores do quadril e do joelho são os primeiros a contribuir com a força de reação do solo vertical na primeira metade da fase de suporte (LIU et al., 2006; NEPTUNE et al., 2004). Na marcha PCE, a rigidez dos ísquio-tibiais é resultante tanto de uma resposta reflexa exagerada ou de forças passivas excessivas (SHUTERLAND & DAVIS, 1993; TUZSON et al., 2003) como, em parte, pela fraqueza nos extensores do quadril da perna que faz o suporte (ARNOLD et al., 2007). Assim, no início da fase de

suporte, na marcha PCE, ocorre menor contribuição dos extensores do quadril e do joelho na força de reação do solo (PERRY et al., 2003; KERIGAN et al., 2000; DAVIDS et al., 1999). Na ultrapassagem de obstáculos, estas características permanecem e, em ambas as situações, há necessidade de gerar estratégias que compensem estas restrições orgânicas para sustentar/equilibrar seu corpo e ao mesmo tempo auxiliar para uma propulsão adequada que garanta o sucesso da tarefa.

Na fase de absorção, para a perna de suporte, foram encontradas diferenças entre tipo de PCE no pico Max1 na marcha SO e na transposição do OA e no $\Delta t1$ apenas no OA. Estas diferenças já eram esperadas devido às características da marcha diplégica, nas quais as variáveis cinemáticas sempre apresentam valores reduzidos aos dos hemiplégicos. Também foram encontradas diferenças na DHPO da perna de suporte, onde os diplégicos apresentaram a maior distância quando comparados com os hemiplégicos, em especial durante a abordagem do obstáculo alto. Esta maior distância apresentada pelos diplégicos pode ter influenciado no maior impacto da perna de suporte com o solo. Para a perna de abordagem, foram encontradas diferenças quanto ao tipo de PCE para os picos Max-1 e Max1 nas condições de OA e OB.

Quando os hemicorpos foram comparados, diferenças foram encontradas para a perna de suporte no pico Max-1, porém foram reveladas diferenças apenas entre o MA e o MNA dos hemiplégicos. Estes resultados apontam que o MA apresenta maior impacto do pé com o solo, o que era esperado, uma vez que o MNA pode compensá-lo. Estas diferenças não foram observadas no M+A e no M-A dos diplégicos e uma possível explicação seria que os diplégicos tentam equilibrar as forças aplicadas no solo na tentativa de reduzir o gasto energético durante a marcha, tanto em terrenos regulares quanto em irregulares. As variáveis cinemáticas apresentaram diferenças para a DHPO da perna de suporte na comparação entre M+A (diplégicos) e MNA (hemiplégicos), onde a perna mais comprometida apresentou maior distância em relação ao obstáculo independente de sua altura, o que pode ter influenciado nas diferenças dos picos de absorção na comparação entre os tipos de PCE. Para a perna de abordagem, diferenças quanto ao hemicorpo foram apontadas entre M+A e MNA e entre M-A e MNA, onde o MNA apresentou menor magnitude do pico Max-1. Estes resultados relacionados à fase de absorção do impacto tanto para a perna de suporte quanto para a perna de abordagem sugerem que quanto mais comprometido o membro inferior, maior sua fraqueza muscular e menor a capacidade da criança sustentá-lo durante a transposição, logo maior é o impacto do pé com o solo.

O impulso vertical da fase de propulsão reflete numa modulação complexa, mutuamente dependente dos impulsos da perna de abordagem e da perna de suporte (BEGG et al., 1998). Com o objetivo de negociar com o obstáculo para transpô-lo, a perna de suporte aumenta os impulsos de propulsão (BEGG et al., 1998). Este aumento da força de propulsão pode ser importante em auxiliar a perna de abordagem a deslocar-se suficientemente à frente e para cima para obter margem de segurança por cima (DVPO) e à frente (DHOP) do obstáculo. Desta forma, o mecanismo de controle preditivo é empregado para gerar e manter o *momentum* para cima e para frente, assistido pela perna de suporte, que aumenta seu impulso de acordo com a altura do obstáculo (BEGG et al., 1998).

A variável $\Delta t2$, outra variável temporal inserida neste estudo, calcula o tempo entre o vale até o pico Max2, ou seja, o tempo em milissegundos aplicado na propulsão. Quanto menor o tempo maior a força de propulsão aplicada. A perna de suporte, na presença do obstáculo, independente de sua altura, apresenta menor tempo $\Delta t2$. Um aumento repentino na potência é visto no final da fase de suporte onde o movimento da plantar-flexão do tornozelo (velocidade angular) é maior no momento da retirada dos dedos (ROMKES & BRUNNER, 2002).

A perna de abordagem apresentou diminuição do seu tempo de propulsão quando a perna de suporte ultrapassou o OA. Em contraste com a perna de suporte, o controle do suporte simples da perna de abordagem necessita impulsos verticais relativamente menores (BEGG et al., 1998). A elevação do centro de massa não precisa ser maior do que quando a perna de abordagem aborda o obstáculo e, não é necessário projetar o corpo à frente de forma lenta, uma vez que o obstáculo já foi transposto pela maior parte do corpo. Entretanto, de maneira oposta ao ocorrido com as forças aplicadas pela perna de abordagem durante a transposição da perna de suporte por indivíduos normais (BEGG et al., 1998), crianças PCE aplicam maior força de propulsão para auxiliar a transposição da perna de suporte.

A diminuição do tempo de propulsão $\Delta t2$ conforme o aumento da altura do obstáculo está relacionada com o aumento da margem de segurança tanto da perna de abordagem quanto da perna de suporte. Quanto maior a altura menor o tempo de propulsão aplicado pela perna que irá transpor o obstáculo. Talvez este seja um ajuste realizado para garantir mais força para elevar o membro inferior que ultrapassa o obstáculo. Law & Webb (2005) e Kleiner e colaboradores (2008, 2007) também observaram aumento da DVPO da perna de abordagem em relação ao aumento da altura

do obstáculo, confirmando estes resultados. As informações visual e cinestésica da perna de abordagem foram utilizadas para ajustar a perna de suporte, proporcionando aumento da margem de segurança com o aumento da altura do obstáculo durante a transposição da perna de suporte, o que confirma os resultados de Kleiner et al. (2008). O planejamento da elevação da perna de suporte é feito de modo feedforward e seu controle depende de feedback fornecido pelas estruturas proprioceptivas durante o movimento e, assim, manter a trajetória previamente planejada (MOHAGUEGUI et al., 2004; SPARROW et al., 1996).

Tem sido observado que o ajuste da elevação máxima do joelho ocorre como uma estratégia para garantir uma boa margem de segurança durante a ultrapassagem do obstáculo (MOHAGUEGUI et al., 2004). O aumento da margem de segurança com o aumento da altura do obstáculo também destacou que apesar de as crianças PCE terem a flexão máxima do joelho reduzida (PETRARCA et al., 2006) e do quadril (ARNOLD et al., 2007; DAMIANO et al., 2006; SHUTERLAND & DAVIDS, 1993) foram capazes de manter boa distância em relação ao topo do obstáculo.

O comprimento do passo de ultrapassagem mostrou aumento marginalmente significativo em função do aumento da altura do obstáculo. Esta pode ser uma forma de compensar o maior deslocamento do centro de massa no sentido ântero-posterior. O comprometimento proprioceptivo gerado pela PCE poderia ter afetado a captação de informações referentes às forças que atuam sobre o corpo durante o seu deslocamento por sobre o obstáculo. Deste modo, pode ter ocorrido algum déficit no controle do centro de massa no sentido ântero-posterior do movimento durante a ultrapassagem do OA, fazendo com que o comprimento do passo fosse aumentado para compensar uma possível desestabilização devido à diminuição do seu tempo de propulsão ($\Delta t2$).

Quanto ao tipo de PCE, independente da altura do obstáculo, os diplégicos apresentaram menor magnitude do vale e do pico Max2 durante a transposição da perna de suporte. Estas diferenças também foram encontradas durante a abordagem do AO e na marcha SO. Existem relações significativas entre a maioria dos parâmetros da marcha, inclusive os cinéticos, com as características ambientais e da fadiga muscular (BECK et al., 1981). Sobre as características ambientais, indivíduos PCE apresentam maior cautela na locomoção à medida que o relevo é mais irregular. Os resultados do Estudo 1 e os dados cinemáticos deste estudo suportam esta colocação. A musculatura da criança PCE é incontestavelmente fraca, e quanto maior seu comprometimento mais facilmente esta musculatura se fadiga. Desta forma, os diplégicos fadigam mais

rapidamente que os hemiplégicos, por conta do maior gasto energético característico do seu padrão locomotor. Desta forma, a diminuição do vale ocorre devido ao maior impacto do pé dos diplégicos no solo, como visto na fase de absorção, e a capacidade de propulsão reduzida pela fraqueza muscular. Esta menor propulsão dos diplégicos também é responsável pela menor DVPO da perna de abordagem observada nas estratégias cinemáticas.

Os diplégicos apresentaram menor DVPO da perna de abordagem independente da altura do obstáculo e durante a abordagem do obstáculo baixo. Sabe-se que os padrões cinemáticos mais comuns encontrados na marcha das crianças diplégicas e hemiplégicas são, respectivamente, a marcha agachada e a marcha rígida. Ambos os padrões apresentam grande apoio na articulação do joelho e relação direta nas respostas espásticas nos tendões e no grupo muscular do quadríceps e ísquio-tibiais (DAMIANO et al., 2006). A marcha dos diplégicos é caracterizada pela flexão do joelho no contato inicial do pé com o chão e na metade da fase de suporte, quando o joelho tipicamente alcança sua máxima extensão. A incapacidade de estender completamente o joelho "quebra" o comportamento normal de acoplamento entre extensão do joelho e flexão plantar e, desta forma, há necessidade de aumentar a resistência muscular para sustentar esta postura. A marcha hemiplégica é caracterizada pela limitação no movimento do joelho durante a passada, particularmente no pico da flexão do joelho durante a fase de balanço. Em contraste com a marcha diplégica, as implicações funcionais da marcha hemiplégica são primariamente vistas no balanço, no momento da retirada do pé do solo, que pode influenciar na absorção e na estabilidade (DAMIANO et al., 2006). Além das características da marcha do joelho rígido, os hemiplégicos possuem um hemicorpo não comprometido, possibilitando compensações e alcançando amplitudes mais próximas aos padrões normais (DAMIANO et al., 2006; SHUMMAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003; DAMIANO & ABEL, 1998). Talvez estas características tenham influenciado nas diferenças das margens de segurança quando os tipos de PCE foram comparados, onde os diplégicos apresentaram menor distância vertical pé obstáculo devido ao seu maior comprometimento topográfico.

Em relação ao hemicorpo, foram encontradas diferenças para a perna de suporte, independente da altura do obstáculo, no vale entre M-A com o MA, e o M-A com o MNA. Também foram observadas diferenças no vale para a condição de marcha SO, onde foram encontradas diferenças entre o M+A com o MA, M+A com o MNA, M-A com o MA e M-A com o MNA. O pico da geração de força é sempre reduzido no final

da fase de suporte como mostrado pela diminuição do movimento do tornozelo e redução do momento de flexão plantar (SASAKI et al., *in press*). Esta diminuição pode ser proveniente, tanto na marcha livre quanto na marcha sobre obstáculos, do maior impacto das pernas mais afetadas no solo, como destacado nos resultados relacionados aos hemicorpos.

Quando o tipo de PCE foi comparado para a perna de abordagem, diferenças foram encontradas em todas as condições de altura do obstáculo para o vale e para o pico Max2. Os diplégicos apresentaram menores vale e pico de propulsão que os hemiplégicos. Diferenças entre o vale e o pico Max2 também foram encontradas quando aos hemicorpos. Independente da altura do obstáculo, quanto mais comprometido o membro inferior menor a capacidade de transferência de força e conseqüente menor pico de propulsão. Os diplégicos também apresentaram uma tendência em diminuir o comprimento do passo de ultrapassagem durante a abordagem do OB. Por suas próprias características estruturais, a criança PCED apresenta um andar com passos miúdos devido aos seus dois membros inferiores comprometidos (SUTHERLAND & DAVIS, 1993). Entretanto, não foram encontradas diferenças entre o tipo de PCE no comprimento do passo de ultrapassagem para o OA, provavelmente devido à diminuição do comprimento pelos hemiplégicos para garantir segurança e controle do centro de massa.

Os resultados das variáveis espaciais e temporais da fase de aproximação e as variáveis cinemáticas e cinéticas durante a abordagem do obstáculo evidenciaram que as crianças PCE mostram capacidade de lidar muito bem com suas restrições orgânicas, adotando estratégias que possibilitem sua estabilidade e controle locomotor frente a diferentes demandas ambientais. A informação visual e cinestésica empregadas durante a ultrapassagem da perna de abordagem serviram para ajustar a perna de suporte, a qual proporcionou o aumento da margem de segurança com o aumento da altura do obstáculo durante a transposição da perna de suporte. É também importante destacar que as características de força-tempo sobre a perna de suporte não refletiram apenas no controle da perna de abordagem durante a ultrapassagem, mas também em sua aterrissagem. Desta forma, a habilidade do músculo fornecer a estabilidade e a propulsão corporal, que contribui para a força de reação do solo, é dependente do estado atual do sistema, ou seja, das orientações segmentares do corpo frente à perturbação ambiental. Quanto maiores as restrições do organismo maior o emprego de estratégias de compensação para garantir o sucesso da tarefa.

3.6. CONCLUSÃO

Considerando as características da tarefa, os mecanismos de controle antecipatório e preditivo foram indispensáveis para a modulação do sistema, que apresentou estratégias cinemáticas e cinéticas de compensação observadas na negociação das pernas de abordagem e de suporte com o obstáculo. As curvas da força de reação do solo vertical também evidenciaram a complexidade das estratégias de compensação empregadas por estas crianças para a manutenção do equilíbrio dinâmico, dentre as quais se destaca a magnitude do pico Max-1. Este ajuste na fase de absorção demonstrou ser eficaz para a manutenção do equilíbrio corporal, diminuindo o impacto do membro inferior com o solo. Este achado instigou a necessidade de futuras investigações a respeito da função deste ajuste na fase de absorção durante a marcha PCE em ambientes irregulares. A identificação das estratégias de compensação requeridas na marcha adaptativa de crianças PCE também pode ajudar na distinção sobre o que é patologia e o que é compensação, aprofundando o entendimento sobre estratégias empregadas por esta população durante sua locomoção nos ambientes que fazem parte do seu cotidiano.

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A vida cotidiana de uma pessoa é composta por muitas atividades que são desempenhadas em contextos específicos, tais como ambiente doméstico, escola, centro de reabilitação, vizinhança, etc. Segundo a CIF, o impacto das condições de saúde que alteram o controle do movimento na funcionalidade é resultado das especificidades da condição da saúde, das deficiências neuromusculoesqueléticas e do contexto onde o indivíduo atua (OMS, 2001; FONSECA & MANCINI, 2008).

Déficits primários (causados diretamente pelo processo patológico) resultam na emergência de padrões adaptativos, que levam a alterações nos recursos referentes às características das estruturas e funções. Desta forma, as alterações tanto do movimento quanto das estruturas e funções músculo-esqueléticas parecem ocorrer em resposta às demandas funcionais impostas sobre o indivíduo dentro de seu contexto (FONSECA & MANCINI, 2008).

Os resultados desta dissertação suportam esta afirmação, uma vez que foram evidenciadas alterações mobilidade funcional de indivíduos PCE quando estes foram avaliados dentro do seu contexto. O Estudo 1 destacou as alterações que ocorrem quanto ao emprego de equipamento e ao tempo gasto quando as características ambientais são comparadas (ambientes regulares X ambientes irregulares). O Estudo 2 apontou as estratégias cinemáticas e cinéticas de compensação durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos. Ambos os estudos destacam que muito ainda deve ser investigado e explorado sobre a locomoção de indivíduos PCE em seu contexto, em especial, estudos observacionais sobre tarefas locomotoras cotidianas, e estudos exploratórios, que possam discriminar entre características patológicas e estratégias de compensação durante a marcha destes indivíduos.

5. REFERÊNCIAS

ACCARDO, P.J.; HOON, A.H. The Challenge of Cerebral Palsy Classification: The ELGAN Study. **The Journal of Pediatrics**, New York, v.153, p.451-2, 2008.

ALVAREZ, B.; PAVAN, A. L. Alturas e comprimentos. In. PETROSKI, E. L. (Ed.) **Antropometria: técnicas e padronizações**. Porto Alegre: Palotti, 1999, p. 29-52.

ARCADI, J.; BAX, M. Cerebral Palsy. In: ARCADI, J. (ed). **Diseases of motor system in childhood.** 2ed. London: Mac Keith, 1998, p.210-39.

ARNOLD, A.S.; THELEN, D.G.; SCHWARTZ, M.H.; ANDERSON, F.C.; DELP, S.L. Muscular coordination of knee motion during the terminal-swing phase of normal gait. **Journal of Biomechanics**, New York, v.40, p.3314-3324, 2007.

BARROS, R.M.L.; BRENZIOKOFER, R.; LEITE, N.J.; FIGUEROA, P. Development and Evaluation of a System for Three-Dimensional Kinematic Analysis of Human Movements, **Brazilian Journal of Biomedical Engineering**, Campinas, v.15, p. 79-86, 1999.

BAX, M; BROWN, J.K. The spectrum of disorders known as cerebral palsy. In: SCRUTTON, D.; DAMIANO, D.; MAYTSON, M. (eds). **Cerebral Palsy**. Suffolk: Mac Keith Press, 2004, p.9-21.

BECK, R.J.; ANDRIACCHI, T.P.; KUO, K.N.; FERMIER, R.W.; GALANTE, J.O. Changes in the Gait Patterns of Growing Children. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.63A, n.9, p.1452-1457.

BEGG R.K.; SPARROW, W.A.; LYTHGO, N.D. Time-domain analysis of foot-ground reaction forces in negotiation obstacles. **Gait & Posture**, Oxford, v.7, p.99-109, 1998.

BERRY, E.T.; McLAURIN, S.E.; SPARLING, J.W. Parent/caregiver perspective on use of power whellchairs. **Pediatric Physical Therapy**, Philadelphia, v.8, p.146-50, 1996.

BOYD, R. N.; GRAHAM, H. K. Objective measurement of clinical findings in the use of boyulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. **European Journal of Neurology**, Amsterdam, v.6, s.4, p.25-35, 1999.

BOHANNON, R.W.; SMITH, M.B. Interrater reliability of modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physio Therapy**, London, v.67, p.206-207, 1987.

BOTTOS, M. Botulinum toxin with and without casting in ambulant children with spastic diplegia: a clinical and functional assessment. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.45, n.11, p.758-762, 2003.

BURTNER, P.A.; QUALLS, C.; WOOLLACOTT, M.H. Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy. **Gait & Posture**, Oxford, v.8, p.163-174, 1998.

CHAMBERS, H. G. Treatment of functional limitations at knee in ambulatory children with cerebral palsy. **European Journal of Neurology**, Amsterdam, v.8, n.5, p.59–74, 2001.

CHOU, L.S.; DRAGANICH, L.F. Increasing obstacle height and decreasing toe-obstacle, distance affect the joint moments of the stance limb differently when stepping over an obstacle. **Gait & Posture**, Oxford, v.8, p.136-204, 1998a.

CHOU, L.S.; DRAGANICH, L.F. Placing the trailing foot closer to an obstacle reduces flexion of the hip, knee, and ankle to increase the risk of tripping. **Journal of Biomechanics**, New York, v.31, p.685-691, 1998b.

CHOU, L.S.; KAUFMAN, K.R.; BREY, R.H.; DRAGANICH, L.F. Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. **Gait & Posture**, Oxford, v.13, n.1, p.17-26, 2001.

CHOU, L.S.; KAUFMAN, N.R.; HAHN, M.E.; BREY, R.H. Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. **Gait & Posture**, Oxford, v.18, p.125-133, 2003.

CHUNG, S.G. Biomechanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Amsterdam, v.85, p.1638-1646, 2004.

COSGROVE, A.P.; CORRY, I.S.; GRAHAM, H.K. Botulinum toxin in the management of lower limb in cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.36, p.386-396, 1994.

DABNEY, K.W.; LIPTON, G.E.; MILLER, F. Cerebral Palsy. **Current Opinion in Pediatrics**, Philadelphia, v.9, p.81-8, 1997.

DAHL, T.H. International Classification of Functioning, Disability and Health: an introduction and discussion of its potential impact on rehabilitation services and research. **Journal of Rehabilitation Medicine**, Upsala, v.34, p.201-4, 2002.

DAMIANO, D. L.; LAWS, E.; CARMINES, D. V.; ABEL, M. F. Relationship of spasticity to knee angular velocity and motion during gait in cerebral palsy. **Gait & Posture**, Oxford, v. 23, p.1-8, 2006.

DAMIANO, D.L.; DODD, K.; TAYLOR, N.F. Should we be testing and training muscle strength in cerebral palsy? Developmental Medicine & Child Neurology, London, v.44, p.68-72, 2002.

DAMIANO, D.L.; ABEL, M.F. Functional Outcomes of Strength Training in Spastic Cerebral Palsy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Amsterdam, v.79, p.119-125, 1998.

DAMIANO, D.L.; VAUGHAN, C.L.; ABEL, M.F. Muscle response to heavy resistance exercise in adolescents with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.37, p. 731-739, 1995.

DAVIDS, J.R.; FOTI, T.; DABELSTEIN, J.; BAGLEY, A. Voluntary (normal) versus obligatory (cerebral palsy) toe-walking in children: a kinematic, kinetic, and eletromyographic analysis. **Journal of Paediatrics Orthopedics**, Philadelphia, v.19, p.461-9, 1999.

DELGADO, M. R.; ALBRIGHT, A. L. Movement disorders in children: definitions, classifications, and grading systems. **Journal of Child Neurology**, Washington, v.18, s.1, p.1-8. 2003.

DRAGANICH, L.F.; KUO, E.K. The effects of walking speed on obstacle crossing in healthy young and healthy older adults. **Journal of Biomechanics**, New York, v.37, p.889-896, 2004.

FLETT, P.J. Rehabilitation of spasticity and related problems in childhood cerebral palsy. **Journal of Paediatrics and Child Health**, Melbourne, v.29, p.6-14, 2003.

FONSECA, S.T. Dynamic resources used in ambulation by children with spastic hemiplegic cerebral palsy: relationship kinematics, energetic and asymmetries.Physical Therapy, London, v.84, p.344-358, 2004.

FONSECA, S.T.; MANCINI, M.C. Estudos em controle motor e intervenção profissional: perspectiva da reabilitação. In: CORRÊA, U.C. (ed). **Pesquisa em comportamento motor: a intervenção profissional em perspectiva.** São Paulo: EFP/EEFEUSP, 2008, p.87-101.

GAUZZI, L.D.; FONSECA, L.F. Classificação de Paralisia Cerebral. In: LIMA, C.L.A.; FONSECA, L.F. Paralisia Cerebral: Neurologia, Ortopedia, Reabilitação. 1ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; Medsi, 2004. Cap.5, p.37-44.

GRAHAM, H.K. Botulinum toxin type A management of spasticity in the context of orthopaedic surgery for children with spastic cerebral palsy. **European Journal of Neurology**, Amsterdam, v.8, s.5, p.30-39, 2001.

GRAHAM, H.K.; HARVEY, A.; RODDA, J.; NATTRASS, G.R.; PIRPIRIS M. The functional mobility scale (FMS). **Journal of Paediatrics Orthopedics**, Philadelphia, v.25, n.5, p.514-520, 2004.

GOBBI, L.T.B. Developmental trends in skilled locomotor behavior over uneven terrain. University of Waterloo, **Tese de Doutorado**, 1996.

GOBBI, L.T.B.; PATLA, A.E. Desenvolvimento da locomoção em terrenos irregulares: proposta de um modelo teórico. In: PELLEGRINI, A.M. (ed). **Coletânea de Estudos: Comportamento Motor 1.** São Paulo: Movimento. 1997, p.29-44.

GORMLEY, M.E.; GAEBLER-SPIRA, D.; DELGADO, M.R. Use of botulinum toxin type A in pediatric patients with cerebral palsy: a three-center retrospective chart review. **Journal of Child Neurology**, Washington, v.16, n.2, p.113-118. 2001.

GORTER, J.W.; ROSENBAUM, P.L.; HANNA, S.E.; PALISANO, R.J.; BARTLETT, D.J.; RUSSELL, D.J.; WALTER, S.D.; RAINA, P.; GALLUPI, B.E.; WOOD, E. Limb distribution, motor impairment, and functional classification of cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.46, p.461-467, 2004.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HAMMAL, D.; JARVIS, S.N.; COLVER, H. Participation of children with cerebral palsy is influenced by where they live. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London v.46, p.292-98, 2004.

HARVEY, A.; GRAHAM, H.K.; MORRIS, M.E.; BAKER, R.; WOLFE, R. The Functional Mobility Scale: ability to detect change following single event multilevel surgery. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.49, p.603-607, 2007.

HOWLE, J.M.W. Cerebral Palsy. In: CAMPBELL, S.K. Decision Making in Pediatric Neurologic Physical Therapy. Philadelphia: Churchhill Livingstone, 1999, p.23-83.

JOHNSON, D.C.; DAMIANO, D.L.; ABEL, M.F. The evolution of gait in childhood and adolescent cerebral palsy. **Journal of Paediatrics Orthopedics**, Philadelphia, v.17, p.392-6, 1997.

KERRIGAN, D.C.; RILEY, P.O.; ROGAN, S.; BURKE, D.T. Compensatory advantages of toe walking. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Amsterdam, n.81, p.38-44, 2000.

KIRKPATRICK, M.; WHITE, R.; COLE, G.; HELMS, P. Is the objective assessment of cerebral palsy gait reproducible. **Journal of Paediatrics Orthopedics**, Philadelphia, v.14, p.705-708, 1994.

KLEINER, A.F.R.; CAETANO, M.J.D.; SÁNCHEZ-ARIAS, M.R.; SILVEIRA, C.R.A.; GOBBI, L.T.B. Obstacle avoidance behavior of cerebral palsy children: preliminary results. **Motor Control**, Illinois, v.11(*suplemento*), p.S180-S181, 2007.

KLEINER, A.F.R.; AYRES, T.G.; SARAIVA, P.M.; BATISTELA, R.A.; PIETROBON, R.S.; GOBBI, L.T.B. Mobilidade funcional em indivíduos com paralisia cerebral espástica de acordo com o tipo e a idade. Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, Porto, vol.8, n.3, 2008.

KLEINER, A.F.R.; SÁNCHEZ-ARIAS, M.R.; CAETANO, M.J.D.; GOBBI, L.T.B. Adaptative locomotion during obstacle avoidance in cerebral palsy children: obstacle height and limb effects – a pilot study. **Neurorehabilitation & Neural Repairs**, Thousands Oaks, v.22, p.611, 2008.

KOMAN, L.A.; MOONEY, J.F.; SMITH, B.; GOODMAN, A.; MULVANEY, T. Management of Cerebral Palsy with botulinum-A toxin: preliminary investigation. **Journal of Paediatrics Orthopedics**, Philadelphia, v.13, n.4, p.489-95, 1993.

KOMAN, L.A.; SMITH, B.P.; SHILT, J.S. Cerebral Palsy. **The Lancet**, London, v.363, p.1619-1631, 2004.

KUBAN, K.C.K.; LEVITON, A. Cerebral Palsy. **The New England Journal of Medicine**, Massachusetts, v.20, p.188-95, 1994.

KUBAN, K.C.K., ALLRED, E.N., O'SHEA, M., PANETH, N.; PAGANO, M., LEVITON, A. An Algorithm for Identifying and Classifying Cerebral Palsy in Young Children. **The Journal of Pediatrics**, New York, v.153, p.466-72, 2008.

JOHNSON, D. C.; DAMIANO, D. L.; ABEL, M. F. The evolution of gait in childhood and adolescent cerebral palsy. **Journal of Paediatrics Orthopedics**, Philadelphia, v.17, p.392-6, 1997

LARISH, D.D.; MARTIN, P.E.; MUNGIOLE, M. Characteristic patterns of gait in the health old. In: Joseph, J.A. (eds). **Central determinants of age-related declines in motor function.** New York: The New York Academy of Sciences, 1988, p.18-32.

LAW, L.S.H.; WEBB, C.Y. Gait adaptations of children with cerebral palsy compared with control children when stepping over an obstacle. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.47, p.321-328. 2005.

LEPAGE, C.; NOREAU, L.; BERNARD, P.M. Association between characteristics of locomotion and accomplishment of the life habits in children with cerebral palsy. **PhysioTherapy**, London, v.78, p.458-69, 1998.

LIU, M.Q.; ANDERSON, F.C.; PANDY, M.G.; DELP, S.L. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. **Journal of Biomechanics**, New York, v.39, p.2623-30, 2006.

LOVE, S.C.; VALENTINE, J.P.; BLAIR, E.M.; PRICE, C.J.; COLE, J.H.; CHAUVEL, P.J. The effect of botulinum toxin type A on the functional ability of the child with spastic hemiplegia a randomized controlled trial. **European Journal of Neurorehabilitation**, Amsterdam, v.8, s.5, p.50-58, 2001.

LU, T.W.; CHEN, H.L.; CHEN, S.C. Comparisions of the lower limb kinematics between young and old adults when crossing obstacles of different heights. **Gait & Posture**, Oxford, v.23, p.471-479, 2006.

MADDEN, R.; CHOI, C.; SYKES, C. The ICF as a framework for national data: the introduction of ICF into Australian data dictionaries. **Disability and Rehabilitation**, v.25, n.11-12, p.676-82, 2003.

MCFADYEN, B.J.; MALOUIN, F.; DUMAS, F. Anticipatory locomotor control for obstacle avoidance in mid-childhood aged children. **Gait & Posture**, Oxford, v.13, p.7-16, 2001.

McLELLAN, M.J.; PATLA, A.E. Stepping over na obstacle on a compliant travel surface reveals adaptative and maladaptative changes in locomotor patterns. **Experimental Brain Research**, New York, v.173, p.531-538, 2006.

MEGLAN, D.; TODD, F. Cinética da locomoção humana. In: ROSE, J.; GAMBLE, J.(eds). **Marcha Humana**. 2ed; São Paulo: Premier, 1988, p.77-101.

MIHAYLOV, S.I.; JARVIS, S.N.; COLVER, A.F.; BERESFORD, B. Identification and description of environmental factors that influence participation of children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.46, p.299-304, 2004.

MOHAGHEGHI, A.; MORAES, R.; PATLA, A.F. The effects of distant ando n-line visual information on the controlo f approach phase and step over an obstacle during locomotion. **Experimental Brain Research**, New York, v.155, p.459-468, 2004.

MORAES, R.; GOBBI, L.T.B. Controle visual da locomoção adaptativa e mobilidade em indivíduos idosos. In: CORRÊA, U.C. (ed). **Pesquisa em comportamento motor: a intervenção profissional em perspectiva.** São Paulo: EFP/EEFEUSP, 2008, p.42-60.

NASHNER, L.M.; SHUMWAY-COOK, A.; MARIN, O. Stance postural control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular organization. **Experimental Brain Research**, New York, v.49, 393-409, 1983.

NELSON, K.B. The epidemiology of cerebral palsy in term infants. **Mental Retardation and Developmental Disabilities Research**, Hoboken, v.8, n.146-150. 2002.

NEPTUNE, R.R.; ZAJAC, F.E.; KAUTZ, S.A. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. **Gait & Posture**, Oxford, v.19, p.194-205, 2004.

NIGG, B.M. External force measurements with sports shoes and playing surfaces. In: NIGG, B.M.; KERR, B.A. (Eds.) **Biomechanical aspects of sports shoes and playing surfaces.** Calagary: The University of Calagary, 1983, p.11-23.

NORLIN, R.; ODENRICK, P. Development of gait in spastic children with cerebral palsy. **Journal of Paediatrics Orthopedics**, Philadelphia, v.6, p.674-80, 1986.

OLNEY, S.J.; WRIGHT, M.J. Cerebral Palsy. In: Campbell, S.K.; Vander-Linden, D.W.; PALISIANO, R.J (eds). **Physical Theraphy for Children.** St. Louis: Saunders Elsevier, 2006, p.625-64.

Organização Mundial da Saúde. International Classification of Functioning, Disability and Health(ICF). Geneva: OMS, 2001.

ØSTENSJØ, S.; CARLBERG, E.B.; VØLLESTAD, N.K. Everyday functioning in young children with cerebral palsy: functional skills, caregiver assistance, and modifications of the environment. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.45, p.603-12, 2003.

PALISIANO, R.J.; TIEMAN, B.L.; WALTER, S. D.; BARTLETT, D.; ROSENBAUM, P.L.; RUSSELL, D.; HANNA, S.E. Effect of environmental setting on mobility methods of children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.45, p.113-120, 2003.

PIOVESANA, A. M. S. Paralisia Cerebral: contribuição do estudo por imagem. In: SOUZA, A. M. C. e FERRARETTO, I (Eds). **Paralisia Cerebral: Aspectos Práticos**. 2 ed. São Paulo: Memnon, 1998, p. 8-32.

PATLA, A.E. Visual control of human locomotion. In: PATLA, AE. (ed). **Adaptability of human gait: implications for the control of locomotion**. Amsterdam: Elsevier, 1991, p.55-97.

PATLA, A.E.; PRENTICE, S.D.; ROBINSON, C.; NEUFELD, J. Visual control of locomotion: strategies for changing direction and for going over obstacles. **Journal of Experimental Phychology: Human Perception and Performance**, Washington, v.17, p.603-634, 1991.

PATLA, A.E.; RIETDYK, S. Visual control of limb trajectory over obstacles: effects of obstacle height and width. **Gait & Posture**, Oxford, v.1, p.45-60, 1993.

PATLA, A.E.; PRENTICE, S.D.; GOBBI, L.T.B. Visual control of obstacle avoidance during locomotion: strategies in young children, young and old adults. In: FERRANDEZ, A.M.; TEASDALE, N. (eds). Changes in sensory motor behavior in aging. Amsterdam: Elsevier, 1996, p.257-77.

PATLA, A.E. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. **Gait & Posture**, Oxford, v.5, p.54-69, 1997.

PATLA, A.E.; NIECHWIEJ, E.; RACCO, V.; GOODALE, M.A. Undertanding the contribution of binocular vision to the control of adaptive locomotion. **Experimental Brain Research**, New York, v.142, p. 551-561, 2002.

PATLA, A.E. Strategies for dynamic stability during adaptative human locomotion. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, Storrs, v.22, n.2, p.48-52, 2003.

PATLA, A.E; VICKERS, J.N. How far we look when require to step on specific locations in the travel path during locomotion? **Experimental Brain Research**, New York, v.148, p.133-138, 2003.

PATLA, A.E.; GREIG, M. Any way you look at it, successful obstacle negotiation needs visually guided on-line foot placement regulation during the approach phase. **Neuroscience Letters**, Oxford, v. 397, p.110-114, 2006.

PATLA, A.E.; CINELLI, M.; GREIG, M. Coupling environmental information from visual system to changes in locomotion patterns: Implications for the design of adaptable biped robots. In: Kimura, H.; Tsuchiya, K.; Ishiguro, A.; Witte, H (eds). **Adaptative Motion of Animals and Machines.** Tokyo:Springer, 2006, p. 281-296.

PAVOL, M.J.; OWINGS, T.M.; FOLEY, K.T.; GRADINER, M.D. Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults. **Journal of Gerontology Series A – Biological Science and Medical Science**, Washington, v.56, p.M428-M437, 2001.

PERRY, J.; BURNFIELD, J.M.; GRONLEY, J.K.; MULROY, S.J. Toe walking: muscular demands at the ankle and knee. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Amsterdam, v.84, p.7-16, 2003.

PETRARCA, M.; DI ROSA, G.; CAPPA, P.; PATANE, F. Stepping over obstacles of different heights: kinematic and kinetic strategies of leading limb in hemiplegic children. **Gait & Posture**, Oxford, v.24, p.331-3341, 2006.

PIERUCCINI-FARIA, F.; MENUCHI, M.R.T.P.; VITÓRIO, R. GOBBI, L.T.B.; STELLA, F.; GOBBI, S. Parâmetros cinemáticos da marcha com obstáculos em idosos com doença de Parkinson, com e sem efeito da Levodopa: um estudo piloto. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.10, n.2, p.233-239, 2006.

REISTETTER, I. C. B. Spasticity: the misunderstood part of upper motor neuron syndrome. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, Philadelphia, v.83, n.10, p.S3-S9. 2004.

ROSENBAUM, P.; STEWART, D. The World Health Organization International Classification of Functioning, Disability, and Health: A Model to Guide Clinical Thinking, Practice and Research in the Field of Cerebral Palsy. **Seminars in Pediatric Neurology**, Oxford, v.11, n.1, p.5-10, 2004.

RODDA, J. M.; GRAHAM, H. K. Classification of gait in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. **European Journal of Neurology**, Amsterdam, v.5, n.8, p. 98 – 108, 2001.

RODDA, J. M.; GRAHAM, H. K.; CARSON, L.; WOLFE, R. Saggital gait patterns in spastic diplegia. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v. 86-B, n. 2, p. 251-258, 2004.

ROMKES, J.; BRUNNER, R. Comparision of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. **Gait & Posture**, Oxford, v.15, p.18-24, 2002.

SAID, C.M.; GOLDIE, A.P.; PATLA, A.E,; CULHAM, E.; SPARROW, W.A.; MORRIS, M.E. Balance during obstacle crossing following stroke. **Gait & Posture**, Oxford, v. 27, n.1, p.23-30, 2008.

SANGER, T. D.; DELGADO, M.R.; GAELBER-SPIRA, D.; HALLETT, M.; MINK, J.W.. Classification and definition of disorders causing hypertonia in childhood. **Pediatrics**, New York, v. 111, n.1, p.89-97. 2003.

SASAKI, K.; NEPTUNE, R.R.; BURNFIELD, J.M.; MULROY, S.J. Muscle compensatory mechanisms during able-bodied toe walking. **Gait & Posture**, Oxford, 2007 *(in press)*.

SCHNEIDERT, M.; HURST, R.; MILLER, J.; ÜSTÜN, B. The role of Environment in International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). **Disability and Rehabilitation**. v.25, n.11-12, p.588-95, 2003.

SHEEAN, G. The pathophysiology of spasticity. **European Journal of Neurology**, Amsterdam, v.9, s.1, p.3-9, 2002.

SHORTLAND, A.P. Architeture of medial gastrocnemius in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.44, p.158-163, 2002.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle Motor: teoria e aplicações práticas.** 2. ed. Brasileira. São Paulo, Brasil: Manole. p.119-151, 2003

SHUMWAY-COOK, A.; HUTCHINSON, S.; KARTIN, D.; PRICE, R.; WOOLLACOTT, M. H. Effect of balance training on recovery of stability in children

with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.45, p.591-602, 2003.

SIMEONSSON, R.J.; LEONARDI, M.; LOLLAR, D.; BJORK-AKESSON, E.; HOLLENWEGER, J.; MARTUNUZZI, A. Applying the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) to measure childhood disability. **Disability and Rehabilitation,** v.25, n.11-12, p.602-10, 2003.

SORSDAHL, A.B.; MOE-NIELSSEN, R.; STRAND, L.I. Test-retest reability of spatial and temporal gait parameters in children with cerebral palsy as measured by an electronic walkway. **Gait & Posture**, Oxford, v.27, p.43-50, 2008.

SPARROW, W.A.; SHINKFIELD, A.J.; CHOW, S.; BEGG, R.K. Characteristics of gait in stepping over obstacles. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.15, p.605-622, 1996.

STANGER, M.; ORESIC, S. Rehabilitation Approaches for Children with Cerebral Palsy: Overview. **Journal of Child Neurology**, Thousand Oaks, v.18, s.1, p.s79-s88, 2003.

STEINBOK, P. Neurosurgical management of hypertonia in children. Neurosurgery Quarterly, Amsterdam, v.12, n.1, p.63-78, 2002.

STIERS, P.; VANDERKELEN, R.; VANESTE, G.; De RAMMELAERE, M.; VANDENBUSSCHE, E. Visual-perceptual impairment in a random sample of children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.44, p.370-82, 2002.

SUTHERLAND, D. H.; DAVIDS, J. R. Common gait abnormalities of knee in cerebral Palsy. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 288, p.139–147, 1993.

TARDIEU, C. Muscle hypoextensibility in children with cerebral palsy: I. Clinical and experimental observations. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Amsterdam, v.63, n.3, p.97-102, 1982.

TIEMAN, B.L.; PALISIANO, R.J.; GRACELY, E.J.; ROSENBAUM, P.L. Gross Motor Capability and Performance of Mobility in Children with Cerebral Palsy: A Comparision Across Home, School, and Outdoors/Community Settings. **Physical Therapy**, Alexandria, v.84, n.5, 2004.

TUZSON, A.E.; GRANATA, K.P.; ABEL, M.F. Spastic velocity threshold constrains functional performance in cerebral palsy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Amsterdam, v.84, p.1363-1368, 2003.

VALLIS, L.A.; MACFADYEN, B.J. Children use different anticipatory control strategies than adults to circumvent an obstacle in travel path. **Experimental Brain Research**, New York, v.167, p.119-127, 2005.

WHITE, R.; AGOURIS, I.; FLETCHE, E. Harmonic analysis of force plataform data in normal and cerebral palsy gait. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.20, p.508-516,, 2005.

WILLIAMS, E.N.; CARROLL, S.G.; REDDIHOUGH, D.S.; PHILIPS, B.A.; GALEA, M.P. Investigation of timed "up & go" test in children. **Developmental Medicine & Child Neurology**, London, v.47, n.8, p.518-525, 2005.

WOOLLACOTT, M.H.; SHUMWAY-COOK, A. Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are underlying problems and what new therapies might improve balance? **Neural Plasticity**, New York, v.12, n.2-3, p.211-219, 2005.

WRIGHT, J.; RANG, M. The spastic mouse. **Clinical Orthopaedics**, New York, v.253, p.12-9, 1989.

Anexo 1: Aprovação do Comitê de Ética.

unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Rio Claro
Seção Técnica Acadêmica
Comitê de Ética em Pesquisa

Rio Claro, 04 de outubro de 2007

Ofício CEP 195/2007

Prezada Senhora,

Aprovo "*ad referendum*" do Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro (CEP-IB-UNESP), o projeto de pesquisa intitulado "*Mobilidade Funcional em indivíduos com Paralisia Cerebral Espástica*", sob sua responsabilidade, protocolo 2497, datado de 02/04/2007, tendo como participantes Ana Francisca Rozin Kleiner, Patrícia Malta Saraiva, Rosangela Alice Batistela e Thiago Guido Ayres.

Atenciosamente,

Profa. Dra. **Rosa Maria Feiteiro Cavalari**
Coordenadora

Ilma. Sra.
Profa. Dra. LILIAN TERESA BUCKEN GOBBI
DD. Docente do Departamento de Educação Física – I.B.
UNESP - CRC

Instituto de Biociências
Avenida 24-A nº 1515 - CEP 13506-900 – Rio Claro - S.P. - Brasil
tel 19 3526-4105 - fax 19 3534-0009 - http://www.rc.unesp.br

Anexo 2: Termo de Consentimento Estudo 1 (1ª parte).

LEPLO

FORMULÁRIO DE INFORMAÇÃO E CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção – LEPLO*

IB/ UNESP/ RIO CLARO/ BRASIL

Código do Participante: _____

Título do Estudo: Análise da mobilidade funcional em crianças com de paralisia cerebral.

Conduzido por: Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi e Profa. Ana Francisca Rozin Kleiner

O objetivo deste estudo é analisar a mobilidade funcional do andar em crianças com Paralisia Cerebral (PC), utilizando a "Escala da Mobilidade Funcional - EMF". Mobilidade funcional é a habilidade de se mover independentemente de um local ao outro e atingir o destino desejado. As medidas de peso e estatura serão obtidas antes da avaliação da mobilidade. Após este procedimento, a criança será convidada a andar, da maneira que a convém, em 3 distâncias diferentes (5 metros, 50 metros e 500 metros) em um trajeto previamente determinado na própria instituição. Os riscos de participação são mínimos, pois durante todo o trajeto uma pessoa permanecerá próxima à criança para evitar possíveis acidentes. A criança receberá um código, o qual assegurará a sua identidade confidencial e as informações coletadas serão somente utilizadas para fins de ensino e pesquisa.

Eu, _____ li as informações anteriores e os pesquisadores me esclareceram os procedimentos e riscos envolvidos no estudo. Recebi respostas satisfatórias a todas as minhas indagações relativas ao estudo e estou consciente de que posso retirar meu(minha) filho(a) do estudo a qualquer momento e por qualquer razão sem nenhum prejuízo pessoal. Assim, eu autorizo que os dados coletados neste estudo sejam utilizados somente para fins de ensino e pesquisa.

Rio Claro, de de 2008.

_____ _____

Assinatura do responsável pela criança RG

Nome: _____

Endereço:_____ CEP:_____ - _____

Telefone (s): _____

***LEPLO:** AV. 24-A, 1515 – Bela Vista – Rio Claro-SP – 13506-900/ Tel: 3534-6436

ANEXO 3: Termo de Consentimento Estudo 1 (2ª Parte)

LEPLO

FORMULÁRIO DE INFPORMAÇÃO E CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção – LEPLO*

IB/ UNESP/ RIO CLARO/ BRASIL

Código do Participante: _____

Título do Estudo: **"Análise da Mobilidade Funcional em Crianças com Paralisia Cerebral em Ambientes Artificial e Real".**

Conduzido por: Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi (3534-6436) e Profa. Ana Francisca Rozin Kleiner (3534-5622 e 9783-7808).

O objetivo deste estudo é analisar a mobilidade funcional de crianças com paralisia cerebral (PC) no seu dia-a-dia, ou seja, em seu ambiente real, utilizando a "Escala de Mobilidade Funcional - EMF". Mobilidade Funcional é a habilidade de se mover sozinha de um local ao outro e atingir o destino desejado. A EMF permite observar como a criança anda em seu ambiente. Para a realização deste estudo, serão obtidas primeiramente, as medidas de peso e altura. Depois, a criança será filmada no momento de andar 3 distâncias: indo do seu quarto até a sala (5 metros), da sala de aula ao pátio da escola (50 metros) e durante duas voltas em um quarteirão (500 metros). Nós iremos marcar quanto tempo é gasto em cada distância.

Os riscos de participação são mínimos, pois durante todo o trajeto uma pessoa permanecerá próxima à criança para evitar possíveis acidentes. A criança receberá um código, o qual assegurará a sua identidade confidencial e as informações coletadas serão somente utilizadas para fins de ensino e pesquisa.

Eu, _____,

li as informações anteriores, e os pesquisadores me esclareceram os procedimentos e riscos envolvidos no estudo. Recebi respostas satisfatórias a todas as minhas indagações relativas ao estudo e estou consciente de que posso retirar meu (minha) filho (a) do estudo a qualquer momento e por qualquer razão sem nenhum prejuízo pessoal, Assim, eu autorizo que os dados coletados nesse estudo sejam utilizados somente para fins de ensino e pesquisa.

Rio Claro, ___, de _____ de 2008.

_____ _____

Assinatura do Responsável R. G.

Nome do Responsável: _____

Nome da Criança: _____

Endereço: _____ CEP: _____

Telefone (s): _____

***LEPLO:** AV. 24-A, 1515 – Bela Vista – Rio Claro-SP – 13506-900/ Tel: 3534-6436

ANEXO 4: Termo de Consentimento Estudo 2.

LEPLO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

IB/UNESP/Rio Claro

(Conselho Nacional de Saúde, Resolução 196/96)

ANA FRANCISCA ROZIN KLEINER, pesquisadora responsável, convida o filho de V. Sª a participar de uma pesquisa intitulada "MOBILIDADE FUNCIONAL EM INDIVIDUOS COM PARALISIA CEREBRAL ESPASTICA", sob orientação da PROFA. DRA. LILIAN TERESA BUCKEN GOBBI, a realizar-se no Instituto de Biociências da UNESP/RC, no Departamento Educação Física - LEPLO, endereço: Av. 24-A, 1515, Bela Vista, CEP:13.506-900 Fone: (19) 3526-4320 Fax: (19) 3526-4321.

O objetivo deste estudo é avaliar o andar e o ultrapassar obstáculos de crianças com Paralisia Cerebral Espástica. É muito importante estudar a forma com que a criança portadora de paralisia cerebral se locomove no ambiente com rigidez nas pernas, isso nos permite entender a funcionalidade a forma como ela se locomove.

Seu filho participará de 2 tarefas, as quais avaliarão:

a) "A rigidez das pernas" - uma fisioterapeuta irá avaliar rigidez das pernas do(a) seu(sua) filho(a) utilizando a Escala de Ashworth. Onde a fisioterapeuta ira fazer alguns movimentos de alongamento com as pernas dele(a), para isso ele(a) ficara deitado em uma maca.

b) "A ultrapassagem de um obstaculo" – A tarefa a ser realizada é muito simples, seu(sua) filho(a) deverá percorrer uma passarela de 8m de comprimento, e ultrapassar um obstáculo que estará posicionado no meio da passarela. O obstáculo terá duas alturas: alto (personalizado com a metade da altura do joelho do participante) e baixo (altura do tornozelo).

A ultima tarefa será filmada, e, para isto, será necessário que seu(sua) filho(a) vista roupas de banho (como sunga e biquini), para que possamos fixar algumas bolinhas de isopor no corpo do(a) seu(sua) filho(a). Isto servirá para medir o andar com maior precisão. A participação de seu(sua) filho(filha) nas tarefas não deverá exceder 60 minutos de duração.

Todos os procedimentos das filmagens serão realizados pelo mesmo grupo de pessoas e V. Sa. poderá permanecer na sala de pesquisa junto com seu(sua) filho(a). Apesar destas atividades possuírem um alto grau de segurança, é necessário ressaltar que há algum risco de queda ou de desconforto, mas nossa equipe estará sempre com o participante para qualquer problema.

Os resultados deste estudo poderão servir para auxiliar o tratamento de outras crianças com Paralisia Cerebral Espástica, na expectativa de melhorar as suas condições de vida.

V. Sª e seu(sua) filho(a) poderão sentir-se, inteiramente, à vontade para realizar qualquer pergunta, pois teremos o prazer de respondê-las a qualquer momento e terão plena liberdade para recusar a participação no estudo ou abandoná-lo a qualquer momento sem nenhum prejuízo pessoal.

Para um maior controle deste estudo, seu(sua) filho(a) receberá um código, o que assegurará que a sua identidade e as suas imagens se mantenham confidenciais. Todos os resultados dos testes e das

filmagens serão usados, única e exclusivamente, para fins de ensino e pesquisa e todas as informações pessoais serão mantidas em sigilo.

Após ter sido, devidamente, informado(a) sobre a pesquisa e seus responsáveis, aceito que meu(minha) filho(a) participe do estudo e assino este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, elaborado em duas vias, sendo que uma via ficará em meu poder e outra com a pesquisadora.

_____ de _____ de 2008.

Assinatura do responsável _____

Assinatura da pesquisadora:
Ana Francisca Rozin Kleiner _____

Orientadora Geral de Pesquisa:
Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi _____

Nome: _____

Documento de Identidade no. _____Sexo: _____

Data de Nascimento: ____/____/____

Endereço: _____

Bairro:_____ Cidade: _____

CEP: _____ Fone: (_____) _____