
Bacharelado em Educação Física

Rosangela Alice Batistela

**Contribuição da Amplitude de Movimento
Articular do Joelho na marcha de Crianças
com Paralisia Cerebral Espástica.**



**Rio Claro
2008**

ROSANGELA ALICE BATISTELA

**CONTRIBUIÇÃO DA AMPLITUDE DE MOVIMENTO ARTICULAR
DO JOELHO NA MARCHA DE CRIANÇAS COM PARALISIA
CEREBRAL ESPÁSTICA.**

Orientadora: Prof. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi

Co-Orientadora: Prof. Ms. Ana Francisca Rozin Keiner

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Instituto de Biociências
da Universidade Estadual Paulista “Júlio
de Mesquita Filho” - Câmpus de Rio
Claro, para obtenção do grau de Bacharel
em Educação Física.

RIO CLARO

2008

796.01 B333c Batistela, Rosangela Alice
Contribuição da amplitude de movimento articular do
joelho na marcha de crianças com paralisia cerebral espástica
/ Rosangela Alice Batistela. - Rio Claro: [s.n.], 2008
77 f. : il., gráfs., tabs., figs., fots.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Educação Física)
– Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências
de Rio Claro

Orientador: Lilian Teresa Bucken Gobbi

Co-orientador: Ana Francisca Rozin Kleiner

1. Capacidade motora. 2. Marcha. I. Título.

Dedico este trabalho aos meus três amores: Valdomiro,
Magali e Rose. Amo vocês!

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus por me conceder o dom da vida e assim poder vivenciar novas experiências.

Agradeço a meus pais que sempre acreditaram em mim, sempre me deram força e me apoiaram em todas as circunstâncias.

Meus sinceros agradecimentos a Lilian Gobbi, minha orientadora, mãe, irmã, professora, psicóloga... são tantos os papéis que desempenha que não seria possível mencionar todos. O meu muito obrigado!!

Agradeço de coração aos membros do LEPLO: Aninha, Carol R, Camila, Chicão, Ellen, Fabinho, Joana, Flor, Lucas, Mônica, Paty, PC, Rodrigo e Xaxá. Em especial a minha co-orientadora Xikinha, com você aprendi a ser mais independente, obrigada! Claudinha, Maria, Ágata e Nati agradeço-as pela “assistência técnica acadêmica”.

Àqueles que moraram e moram comigo: Danilla Corazza, Rose, Rejane, Sussumu, Flávia, Nadya, Livia e Jéssica com vocês, aprendi a conviver, compartilhar e valorizar as diferenças raciais, sociais e culturais. Valeu!!

Aos amigos de Presidente Prudente: EDUCA 2004, moradia estudantil (Bloco 2), especialmente a minha amiga Mariana Rotta Bonfim obrigada pelo carinho e mesmo de longe me fazer sentir tão próxima de vc!!

Aos amigos de Rio Claro: Rep das Beatas e agregadas, Rep trio, Blef 2004, 2005, 2006... São tantos a quem sou grata que esta página não seria suficiente para agradecê-los e tão pouco para citá-los.

A todos que de alguma forma contribuíram em minha vida acadêmica e na realização deste trabalho, o meu muito obrigado!

RESUMO

Indivíduos com paralisia cerebral espástica apresentam fraqueza muscular, dificuldades no controle entre as musculaturas agonista e antagonista, restrição da amplitude de movimento e alterações do tônus e de sensibilidade, em especial na articulação do joelho. Tais alterações podem interferir no desempenho de atividades funcionais, incluindo a marcha. O objetivo deste estudo foi analisar a contribuição da amplitude de movimento articular do joelho no andar de crianças hemiplégicas e diplégicas considerando o hemicorpo. Participaram deste estudo 12 crianças com idade entre 07 e 12 anos ($9,5 \pm 1,93$), sendo 6 hemiplégicas e 6 diplégicas. Espasticidade foi mensurada pela Escala Modificada de Ashworth e a amplitude de movimento passiva do joelho pelo eletrogoniômetro. A tarefa consistia em percorrer uma passarela de 8m, na velocidade preferida, em 6 tentativas, sendo 3 para o plano sagital direito e 3 para o plano sagital esquerdo. Para registro cinemático, 8 marcadores passivos foram fixados bilateralmente. Ortogonalmente à passarela foram posicionadas duas câmeras digitais no plano sagital. Os procedimentos fotogramétricos foram realizados pelo software Dvideow 6.3. O software Matlab 7.0.1 foi utilizado para filtrar e calcular as variáveis dependentes. O teste U de Mann-Whitney localizou diferenças para o tipo de paralisia cerebral para a extensão/hiperextensão do joelho ($U = - 2,943$; $p = 0,003$), no ângulo relativo do joelho no amortecimento ($U = - 5,992$; $p = 0,001$) e na amplitude do joelho na passada ($U = - 4,099$; $p = 0,001$). O teste t de Wilcoxon localizou diferenças quanto ao hemicorpo para os hemiplégicos apenas no ângulo relativo do joelho no amortecimento ($T = - 2,635$; $p \leq 0,008$). As contribuições da amplitude de movimento passiva do joelho, reveladas pelas correlações de Spearman, para os diplégicos perna mais acometida, apontaram que a extensão/hiperextensão do joelho interfere na cadência, na duração da passada e na largura do passo; o ângulo relativo do joelho no amortecimento altera o comprimento e a duração da passada e a cadência; o ângulo relativo do joelho na propulsão influencia o comprimento da passada. Para os diplégicos perna menos acometida, as correlações de Spearman apontaram que a extensão/hiperextensão do joelho afeta a cadência e a duração da passada; o ângulo relativo do joelho no amortecimento influencia o comprimento e a velocidade da passada; e a flexão e a amplitude do joelho contribuem na velocidade da passada. Para os hemiplégicos, perna acometida, as correlações de Spearman indicaram que a flexão do joelho afeta a cadência e a velocidade e a duração da passada; a extensão/hiperextensão do joelho influencia a largura, a duração e a velocidade da passada e a cadência; o ângulo relativo do joelho no amortecimento interfere na cadência e na largura e duração da passada; o ângulo relativo do joelho na propulsão influencia na cadência e na duração da passada; e a amplitude do joelho afeta a largura da passada. Para os hemiplégicos, perna não acometida, as correlações de Spearman indicaram que a flexão do joelho afeta a velocidade e o comprimento da passada; a extensão/hiperextensão do joelho interfere na cadência e na duração e velocidade da passada; e o ângulo relativo do joelho na propulsão interfere na cadência e na duração da passada. Os resultados obtidos permitem concluir que crianças com paralisia cerebral espástica utilizam estratégias de compensação entre os hemicorpos para se locomover, que são diferentes de acordo com o tipo. A articulação do joelho possui importante função nessas estratégias, em especial para as fases de amortecimento e propulsão.

Palavras chave: paralisia cerebral espástica, amplitude de movimento articular do joelho, marcha.

Title: Contribution of knee range of motion on gait of children with spastic cerebral palsy.

Individuals with spastic cerebral palsy show muscle weakness, difficulties in the control of agonist and antagonist muscles, decreased range of motion and tonus and sensibility alterations, especially in knee joint. These problems can interfere on the performance of functional activities such gait. The aim of this study was to analyze the contribution of knee range of motion on gait of hemiplegic and diplegic children considering their asymmetries. Twelve children, 6 hemiplegics e 6 diplegics from 7 to 12 years of age (age average= $9,5 \pm 1,93$) took part. Spasticity was assessed by the Ashworth's Modified Scale and the passive knee range of motion by an eletrogoniometer. The task was to walk on a walkway of 8m long, in their preferred speed, in 6 attempts, been 3 on right and 3 on left sagital planes. Eighth passive markers were bilaterally fixed for the kinematic record. Orthogonally to the walkway, two digital camcorders were assembled on the sagital plane. The fotogrametric procedures were performed by the Dvideow 6.3 software. The Matlab 7.0.1 software was used to filter and to calculate the dependent variables. The U test of Mann-Whitney found differences to the cerebral palsy type for knee extension/hiperextension ($U = - 2.943$; $p= 0.003$), knee relative angle at heel contact ($U = - 5.992$; $p= 0.001$) and knee range during stride ($U = - 4.099$; $p= 0.001$). The Wilcoxon's test revealed differences according to the asymmetries for the hemiplegics only for the knee relative angle at heel contact ($T= - 2.635$; $p \leq 0.008$). The contributions of passive knee range of motion, revealed by the Spearman correlations, for the more affected limb of the diplegics, showed that the knee extension/hiperextension interfere on the cadence, stride duration and step width; the knee relative angle at heel contact change the stride length and duration and cadence; and the knee relative angle at toe off affects stride length. For the less affected lower limb of the diplégicos, Spearman correlations revealed that knee extension/hiperextension affects cadence and stride duration; the knee relative angle at heel contact interfere on the stride length and velocity; and the knee flexion and amplitude contributed to the stride velocity. For the affected lower limb of the hemiplegics, Spearman correlations indicated that knee flexion affects cadence and stride velocity and duration; the knee extension/hiperextension interfere on the stride duration and velocity, step width and cadence; the knee relative angle at heel contact interfere on the cadence, step width and stride duration; the knee relative angle at toe off affects cadence and stride duration; and the knee amplitude contributes to step width. For the non affected lower limb of the hemiplegics, the Spearman correlations indicated that knee flexion affects stride velocity and length; the knee extension/hiperextension interfere the cadence and stride duration and velocity; and the knee relative angle at toe off affects cadence and stride duration. Based on these results, we can conclude that children with spastic cerebral palsy use compensation strategies between the lower limbs to promote locomotion, which are different according to the cerebral palsy type. The knee joint has an important function on those strategies, especially at heel contact and toe off.

Key words: spastic cerebral palsy, knee range of motion and gait.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

	Página
Figura 1. Representação do comprimento da passada, do comprimento do passo, da largura do passo e do ângulo do pé. Adaptado de LEHMANN et al., 1994.....	17
Figura 2. Fases do andar e suas subfases (modificado de ALLARD <i>et al.</i> , 1995).....	18
Figura 3. Fases de oscilação e apoio unilateral da marcha	20
Figura 4. Foto ilustrativa de teste de amplitude de Movimento articular passivo do joelho em flexão.	32
Figura 5. Foto ilustrativa de teste de amplitude de Movimento articular passivo do joelho em extensão/hiperextensão.....	32
Figura 6. Ilustração do ambiente experimental, vista aérea. 1. Posicionamento das câmeras, 2 Posicionamento dos holofotes, 3. Passarela com 8,0 metros de comprimento por 1,4 de largura e 4. área calibrada com (3mX1,7mX1,3m).....	33
Figura 7. Vista lateral do sistema de calibração. Seis fios de prumo com suas respectivas referências.....	34
Figura 8. Representação gráfica das variáveis angulares do joelho: (A) no momento do toque do calcanhar (AJC); e (B) no momento da retirada do pé direito do solo (AJR).....	36
Figura 9. Médias e desvios padrão do ângulo do joelho (flexão e extensão) na ADM passiva de crianças PCED e PCEH.....	37
Figura 10. Médias e desvios padrão da amplitude de movimento articular do joelho em uma passada das crianças PCED e PCEH.....	38
Figura 11. Médias e desvios padrão do ângulo relativo da articulação do joelho na fase de amortecimento (HCI) e na fase de propulsão (TO) das crianças PCED e PCEH.....	39

LISTA DE TABELAS

Página

Tabela 1. Caracterização dos participantes quanto ao tipo de Paralisia cerebral, a idade em anos, o peso em Kilogramas, a altura em centímetros, altura do tornozelo e comprimento da perna em centímetros.....	29
Tabela 2. Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON e SMITH, 1987).....	30
Tabela 3. Porcentagem de diplégicos e hemiplégicos quanto à classificação nos níveis da Escala de Ashworth na articulação do joelho, no movimento de flexão e extensão para perna direita e esquerda	30
Tabela 4. Médias e desvios padrão das variáveis angulares por tipo de PCE (diplégico e hemiplégico) e por hemicorpo (P+A: perna mais afetada; P-A: perna menos afetada; PA: perna afetada; e PNA: perna não afetada).....	39
Tabela 5. Resultados significativos das correlações entre as variáveis angulares com as variáveis espaciais e temporais da marcha nos participantes Diplégicos P+A: comprimento da passada (CP); largura do passo (LP), cadência (CAD), duração da passada (DP) e velocidade da passada (VP).....	41
Tabela 6. Resultados significativos das correlações entre as variáveis angulares com as variáveis espaciais e temporais da marcha nos participantes Diplégicos P-A: comprimento da passada (CP); largura do passo (LP), cadência (CAD), duração da passada (DP) e velocidade da passada (VP).....	42
Tabela 7. Resultados significativos das correlações entre as variáveis angulares com as variáveis espaciais e temporais da marcha nos participantes Hemiplégicos P A: comprimento da passada (CP); largura do passo (LP), cadência (CAD), duração da passada (DP) e velocidade da passada (VP).....	44
Tabela 8. Resultados significativos das correlações entre as variáveis angulares com as variáveis espaciais e temporais da marcha nos participantes Hemiplégicos PNA: comprimento da passada (CP); largura do passo (LP), cadência (CAD), duração da passada (DP) e velocidade da passada (VP).....	45

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO.....	10
2. REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Paralisia Cerebral.....	13
2.1.1 Espasticidade	14
2.2 Marcha	16
2.2.1. Marcha na Paralisia Cerebral.....	20
2.3. Amplitude de Movimento Articular	22
3. OBJETIVO	26
4. MATERIAIS E MÉTODO.....	27
4.1.Participantes	27
4.2. Procedimentos Experimentais	27
4.2.1. Antropometria.....	28
4.2.2. Escala do Grau de Alteração do Tônus Muscular	29
4.2.3. Teste de Amplitude de Movimento Articular (ADM) passiva	30
4.2.4. Análise de Marcha	33
4.2.4.1 Tarefa.....	33
4.2.4.2. Coleta e Análise dos dados.....	33
4.2.5. Variáveis Dependentes da Marcha	34
4.3. Análise Estatística	36
5. RESULTADOS	37
5.1. Descrição da amplitude de movimento articular (ADM) passiva dos joelhos, amplitude do joelho durante uma passada e ângulo do joelho no contato do calcanhar e na retirada do pé.....	37
5.2. Comparação entre as variáveis angulares quanto ao tipo de paralisia cerebral e hemicorpo.....	39
5.3. Correlações entre as variáveis angulares com as variáveis espaciais e temporais da marcha.....	40
5.3.1 Diplégicos Perna mais afetada.....	40
5.3.2. Diplégicos Perna menos afetada.....	42
5.3.3. Hemiplégicos Perna afetada	43
5.3.4. Hemiplégicos Perna Não afetada.....	44

6. DISCUSSÃO	46
6.1. Descrição do movimento.....	46
6.2. Comparação da amplitude de movimento articular (ADM) passiva dos joelhos, amplitude do joelho durante uma passada e ângulo relativo do joelho no contato do calcanhar e na retirada do pé quanto ao tipo de paralisia cerebral e ao hemicorpo.	50
6.3. Contribuição das variáveis angulares aos parâmetros espaciais e temporais da marcha....	53
6.3.1. Contribuições das variáveis angulares nos parâmetros da marcha de crianças PCED.....	54
6.3.2. Contribuições das variáveis angulares nos parâmetros da marcha de crianças PCEH.	55
7. CONCLUSÃO.....	58
8. REFERÊNCIAS	59
9. ANEXO	66
9.1. ANEXO 1. Comitê de Ética	66
10. APÊNDICES	67
10.1. APÊNDICE 1. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	67
10.2. APÊNDICE 2. Ficha de Coleta de Dados Antropométricos	69
10.3. APÊNDICE 3. Ficha de Coleta de Tônus Muscular (Escala De Ashworth).....	70
10.4. APÊNDICE 4. Ficha de amplitude de movimento articular	71
10.5. APÊNDICE 5. Gráficos de correlação dos diplégicos perna mais acometida.....	72
10.6. APÊNDICE 6. Gráficos de correlação dos diplégicos perna menos acometida.	73
10.7. APÊNDICE 7. Gráficos de correlação dos hemiplégicos perna acometida.....	74
10.8. APÊNDICE 7. 1. Gráficos de correlação dos hemiplégicos perna acometida.....	75
10.9. APÊNDICE 8. Gráficos de Correlação dos Hemiplégicos Perna Não Acometida.	76

1. INTRODUÇÃO

Indivíduos com Paralisia Cerebral (PC) apresentam disfunção predominantemente sensoriomotora envolvendo distúrbios no tônus muscular, desordens na mobilidade, no controle postural e movimentação voluntária (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 1999; BOBATH e BOBATH, 1989), secundárias a uma lesão não progressiva no sistema nervoso central (SNC) em desenvolvimento (GORTER et al., 2004; FLETT, 2003; STANLEY et al., 2000; DABNEY et al., 1997; JOHNSON et al., 1997).

A PC Espástica (PCE) é um dos tipos de desordens motoras causadas pela lesão cerebral que envolve o trato piramidal (SOUZA, 1998; DeGROOT, 1994; GUYTON, 1992), que desencadeia aumento do tônus muscular, isto é, os músculos são tensos e os reflexos tendinosos são exacerbados (OLNEY et al., 1995; PETERSEN et al., 1998). A PCE é o tipo de PC com maior incidência, cerca de 75% dos casos (SOUZA, 1998; PIOVESANA, 1998) e, portanto, foi escolhida para ser investigada no presente estudo. Desta forma, os resultados obtidos neste estudo poderão beneficiar um maior número de indivíduos.

A PCE é classificada de acordo com a topografia causada pela lesão: quando há o comprometimento dos membros superiores e inferiores (tetraplegia), apenas dos membros de um lado do corpo (hemiplegia) ou dos membros inferiores ou superiores isoladamente (diplegia) (OLNEY et al., 1995; PETERSEN et al., 1998). As crianças com hemiplegia apresentam bom prognóstico motor e adquirem marcha independente. Na quadriplegia, as crianças são mais dependentes da ajuda de outras pessoas para a alimentação, higiene e locomoção. A diplegia é menos grave do que a tetraplegia e a grande maioria das crianças adquirem marcha independente antes dos oito anos de idade (PIOVESANA, 1998).

Entre as crianças com PC que apresentam marcha independente, 80% possuem alterações decorrentes da espasticidade dos membros inferiores, o que pode levar ao

encurtamento muscular provocando dor, diminuição da amplitude dos movimentos, fraturas, úlceras de pressão, alterações e limitações na marcha, que poderão originar em redução da independência, funcionalidade e da qualidade de vida (DAMIANO et al., 2006; UBHI et al., 2000). Na PCE, o padrão da marcha é comprometido devido à lesão no SNC em desenvolvimento, acarretando em espasticidade, aumento do tônus, rigidez muscular, limitação dos movimentos articulares e fraqueza muscular. Os padrões cinemáticos mais comuns da criança PCE são o “crouch gait” (marcha agachada) e o “stiff knee gait” (marcha rígida), ambos com um grande apoio na articulação do joelho e com relação direta nas respostas espásticas nos tendões e no grupo muscular do quadríceps e ísquio-tibiais (DAMIANO et al., 2006; ARNOLD et al., 2006; KOMAN et al., 2004; GOLDBERG et al., 2003).

Assim, a articulação do joelho foi escolhida devido às alterações que ocorrem nos dois padrões mais comuns da marcha de PCE, acarretando em diminuição da amplitude de movimento articular e o aumento do tônus, consequência das alterações decorrentes da espasticidade dos membros inferiores. Para a avaliação desta articulação foi utilizada a análise de marcha e a amplitude de movimento articular passiva (ADM), bem como a Escala Modificada de Ashworth para avaliação do tônus.

A Escala Modificada de Ashworth é a mais amplamente utilizada na avaliação do tônus muscular devido a sua confiabilidade e reprodutibilidade inter-observador. A movimentação passiva da extremidade é realizada avaliando o momento da amplitude articular em que surge a resistência ao movimento (MUTLU et al., 2008). Porém, seus resultados enfatizam as limitações e/ou deformidades decorrentes da hiperexcitabilidade do tônus muscular.

A análise de marcha tem sido largamente usada para o diagnóstico clínico de determinados distúrbios do movimento, bem como meio para se compreender o desenvolvimento motor durante o ciclo vital (LEARDINI et al, 2007). Esta permite avaliar o impacto dos desequilíbrios musculares entre agonistas e antagonistas, produzidos principalmente pela exacerbação ou falta de inibição do reflexo de estiramento que ocorrem na marcha de indivíduos com PCE. A presença da espasticidade nesses músculos pode desencadear deformidades ósseas e limitações nos movimentos articulares (SELBER, 1998; KOMAN et al., 2001; GOLDSTEIN e HARPER, 2001; MARANHÃO, 2005; PERRY, 2005).

Diante disso, surgiu a necessidade de mensurar a amplitude de movimento articular (ADM) passiva e a ADM na articulação do joelho durante a marcha desses indivíduos, uma vez que, estes possuem acometimentos e deformidades que influenciam na amplitude de

movimento. Na ADM passiva é o examinador quem provê a força muscular necessária para realizá-la, sendo que, esta não depende da força muscular e da coordenação do paciente (GUERZONI et al., 2008).

É sabido que a ADM da articulação do joelho possui importante função durante o ciclo da marcha em especial nas funções de amortecimento e propulsão (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993). A maioria das anormalidades mais comuns no joelho em indivíduos com PCE ocorre no plano sagital (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993). Desta forma, objetivo geral deste estudo foi analisar a contribuição da amplitude articular passiva do joelho no andar de indivíduos com paralisia cerebral espástica diplégica (PCED) e paralisia cerebral espástica hemiplégica (PCEH) considerando o hemicorpo (acometido e menos acometido).

2. REVISÃO DE LITERATURA

A presente revisão foi estruturada de forma a apresentar inicialmente as características da paralisia cerebral, bem como suas classificações e a espasticidade. Em seguida, aspectos gerais da marcha normal e na paralisia cerebral são apresentados. A amplitude de movimento articular nessa população, especificamente a articulação do joelho, foi discutida. O detalhamento de estudos relacionados com paralisia cerebral e a amplitude de movimento articular do joelho encerram esta revisão.

2.1 Paralisia Cerebral

A Paralisia Cerebral (PC), também denominada encefalopatia crônica não progressiva da infância, é conseqüência de uma lesão estática, ocorrida no período pré-, peri- ou pós-natal que afeta o SNC em fase de maturação estrutural e funcional (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 1999). É uma disfunção predominantemente sensoriomotora, envolvendo distúrbios no tônus muscular, postura e movimentação voluntária (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 1999; BOBATH e BOBATH, 1989). Estes distúrbios acarretam em falta de controle sobre os movimentos, modificações adaptativas do comprimento muscular e, em alguns casos, deformidades ósseas (KOMAN et al., 2001). A PC ocorre no período em que a criança apresenta ritmo acelerado de desenvolvimento, podendo comprometer funcionalmente o processo de aquisição de habilidades (PIRPIRIS e GRAHAM, 2004), como o andar, por exemplo.

A PC é um termo utilizado para descrever uma condição de ser, ou um estado de saúde. Pode-se afirmar que a PC é contínua, instável e irreversível, é uma deficiência física adquirida, um dano cerebral no SNC. Esta deficiência leva o indivíduo a ter certa dificuldade ou descontrole muscular, impedindo-o de executar os movimentos conforme o padrão típico, afetando diretamente a coordenação motora e a postura corporal (GUERZONI et al., 2008).

Desta forma, existe um descompasso entre as informações enviadas ao sistema efetor e a resposta do músculo (MACHADO, 2002; BROOKS, 1986; KANDELL, 2003).

No portador de PC, os estímulos são bloqueados de alguma forma, causando seqüelas e, conseqüentemente, ocasionando dificuldades de coordenação motora, inclusive na fala, e, em alguns casos, comprometimento dos membros superiores e inferiores (tetraplegia), apenas dos membros de um lado do corpo (hemiplegia) ou dos membros inferiores ou superiores isoladamente (diplegia) (OLNEY et al., 1995; PETERSEN et al., 1998).

Paralelamente, a classificação baseada nas alterações clínicas do tônus muscular e no tipo de desordem do movimento apresenta os tipos espástico, discinético ou atetóide, atáxico, hipotônico e misto (OLNEY et al., 1995). É ainda importante enfatizar que a classificação topográfica está sempre associada a um tipo de PC. Assim, pode haver indivíduos hemiplégicos espásticos, diplégicos atáxicos, tetraplégicos hipotônicos, etc. A PC do tipo espástico é a de maior incidência, cerca de 75% dos casos (SOUZA, 1998; PIOVESANA, 1998) e, portanto, foi escolhida para ser investigada no presente estudo.

Quando a lesão está localizada na área responsável pelo início dos movimentos voluntários, trato piramidal, o tônus muscular é aumentado, isto é, os músculos são tensos e os reflexos tendinosos são exacerbados. Esta condição é chamada de paralisia cerebral espástica (OLNEY et al., 1995; PETERSEN et al., 1998), também conhecida como síndrome do neurônio motor superior, que é detalhada no próximo tópico.

2.1.1 Espasticidade

A síndrome do neurônio motor superior (SNMS) é uma disfunção do sistema sensorio-motor presente nas lesões piramidais e extrapiramidais do sistema nervoso central, mais especificamente da via córtico-retículo-bulbo-espinal inibitória (GUYTON, 1992; MACHADO, 2002). As conseqüências relacionadas à SNMS são classificadas em positivas, adaptativas e negativas. A principal conseqüência positiva é a espasticidade, definida como um fenômeno sensorio-motor relacionado às respostas motoras do sistema nervoso central a informação sensorial. É reconhecido como um aumento da velocidade-dependente ao movimento passivo, devido à hipersensibilidade do arco-reflexo e às mudanças que ocorrem entre o SNC e a medula espinhal (REISTETTER, 2004).

As conseqüências negativas são representadas por fraqueza muscular, perda de destreza dos movimentos e choque (resposta imediata à lesão caracterizada por paralisia e hiporreflexia profunda) (JUNQUEIRA et al., 2004). As conseqüências adaptativas são

descritas como modificações nos tecidos musculares e conectivos decorrentes de alterações nas propriedades mecânicas e funcionais (KOMAN et al., 2001; JUNQUEIRA et al., 2004; CAMARGOS et al., 2007; VEIROS et al., 2006).

Dentre suas diferentes características, a PCE pode ser classificada quanto à etiologia, topografia e o tipo clínico que especifica o tipo de comprometimento motor causado pela lesão. Na hemiplegia espástica, são observadas alterações do movimento apenas em um lado do corpo, direito ou esquerdo, mas afetando os dois membros do mesmo lado. As causas mais freqüentes são alguns tipos de malformação cerebral como lesão na região de vascularização da artéria cerebral média, acidentes vasculares (distúrbios hemorrágicos ou isquêmicos) ocorridos ainda na vida intra-uterina e traumatismos crânio-encefálicos. As crianças com este tipo de envolvimento apresentam bom prognóstico motor e adquirem marcha independente. Algumas apresentam um tipo de distúrbio sensorial que impede ou dificulta o reconhecimento de formas e texturas com a mão do lado da hemiplegia. Estas crianças têm muito mais dificuldade para usar a mão (PIOVESANA, 1998).

As crianças que apresentam espasticidade com envolvimento dos braços, das pernas, tronco e cabeça (comprometimento total) têm tetraplegia e são mais dependentes da ajuda de outras pessoas para a alimentação, higiene e locomoção. A tetraplegia está geralmente relacionada com problemas que determinam sofrimento cerebral difuso grave (infecções, encefalopatia hipóxico-isquêmica e traumas) ou com malformações cerebrais graves (PIOVESANA, 1998).

Quando a lesão atinge principalmente a porção do trato piramidal responsável pelos movimentos das pernas, localizada em uma área mais próxima dos ventrículos (cavidades do cérebro), a forma clínica resultante é a diplegia espástica (MANCINI et al., 2002). Há maior incidência de indivíduos com envolvimento dos membros inferiores do que dos membros superiores (PIOVESANA, 1998; UBHI et al., 2000). A região periventricular é muito vascularizada e os prematuros, por causa da imaturidade cerebral, com muita freqüência apresentam hemorragia nesta área. As alterações tardias provocadas por esta hemorragia podem ser visualizadas com o auxílio da neuroimagem (leucomalácea periventricular). Por este motivo, a diplegia espástica é quase sempre relacionada com prematuridade (PIOVESANA, 1998). Esta forma é menos grave do que a tetraplegia e a grande maioria das crianças adquire marcha independente antes dos oito anos de idade (PIOVESANA, 1998).

Dependendo do grau do comprometimento locomotor, a PC também pode ser classificada como leve, moderada ou severa. Indivíduos com PC associada à espasticidade (ou SNMS) também tendem a desenvolver deformidades articulares porque o músculo espástico

não acompanha o crescimento ósseo (KOMAN et al., 2001; GOLDSTEIN e HARPER, 2001; MARANHÃO, 2005), provocando contraturas e deformidades em várias articulações nas extremidades superiores e inferiores acarretando diminuição da amplitude de movimento articular. Flexão e rotação interna dos quadris, flexão e extensão dos joelhos e equinismo são as deformidades mais freqüentes nas crianças que acabam adquirindo marcha independente. Essa limitação afeta o posicionamento articular, a deambulação e as atividades da vida diária (AVD) do indivíduo (TREIVE et al., 1998; MARANHÃO, 2005; CAMARGOS et al., 2007; GUERZONI et al., 2008).

Entre as crianças com PC que apresentam marcha independente, 80% possuem alterações decorrentes da espasticidade dos membros inferiores. Estas alterações podem ocasionar encurtamento muscular provocando dor, diminuição da amplitude dos movimentos, fraturas, úlceras de pressão, alterações e limitações na marcha. Assim, estas crianças podem apresentar redução da independência, funcionalidade e da qualidade de vida (DAMIANO et al., 2006; UBHI et al., 2000).

Para que um indivíduo mantenha uma interação com o ambiente, ele precisa se deslocar de um local a outro de maneira eficiente e com o menor gasto energético possível (GRAHAM et al., 2004). Os seres humanos utilizam a forma bípede para manter essa interação e se locomover no ambiente. Estudos sobre a análise da marcha têm sido encontrados na literatura para descrever como o indivíduo se locomove, como ocorrem essas interações e determinar quais fatores podem vir a alterar os padrões utilizados durante a marcha, seja ela patológica ou não, os quais são descritos a seguir.

2.2 Marcha

A marcha é uma seqüência repetitiva de movimentos rítmicos, alternados e coordenados do tronco e extremidades, regidos por ações integradas dos sistemas motores piramidal e extrapiramidal, do cerebelo e dos sistemas sensitivos vestibular, proprioceptivo e visual (DEVINSKY et al., 2001). Durante o movimento, há deslocamento do centro de gravidade à frente dos membros a fim de mover o corpo, enquanto simultaneamente é mantida a estabilidade no apoio (PERRY,2005; CHUNG, 2000). Admite-se que cada indivíduo apresenta características próprias ao realizar a locomoção.

Na marcha, um membro atua como um suporte móvel, em contato com o solo, enquanto o membro contralateral avança no ar e o conjunto de movimentos corporais se repete de forma cíclica e os membros invertem os seus papéis a cada passo (PERRY, 2005). A seqüência simples do apoio e avanço de um único membro é denominada ciclo de marcha, sendo este, o período compreendido entre o primeiro contato do pé com o solo até o próximo contato deste mesmo pé com o solo (NORKIN, 2004; PERRY, 2005; LEHMANN et al., 1994). A distância entre o toque do calcanhar de um pé até o toque do calcanhar do outro pé com o solo é o comprimento do passo. A largura do passo é a distância entre a linha média de um pé e a linha média do outro. Na média, esses valores são 156 cm para o comprimento da passada e a metade desse valor para o comprimento do passo. A largura do passo é 8 cm (LEHMANN et al., 1994) (Figura 1).

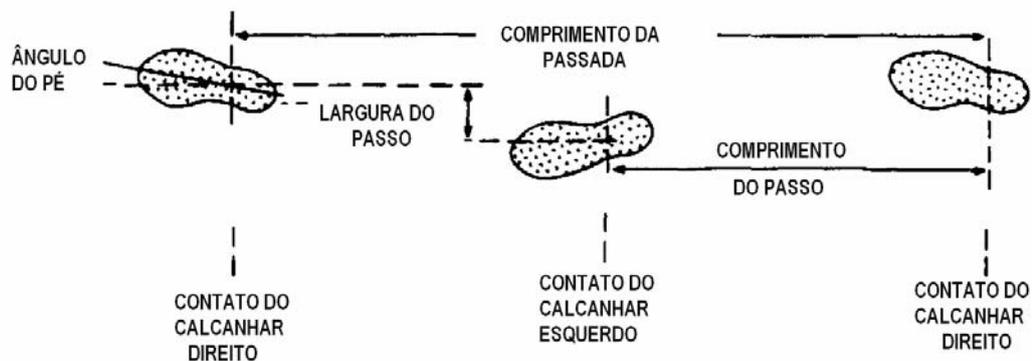


Figura 1. Representação do comprimento da passada, do comprimento do passo, da largura do passo e do ângulo do pé (Adaptado de LEHMANN et al., 1994).

Os eventos que ocorrem durante o ciclo de marcha podem ser divididos em fases e estas em subfases (Figura 2). O que determina seu início e fim é justamente o toque do calcanhar no solo e a perda de contato do pé com o solo. O que se leva em consideração nestas fases é se o pé está ou não em contato com o solo. A partir desta consideração, temos o ciclo da marcha dividido em duas fases: a primeira de apoio ou suporte e a segunda de balanço.

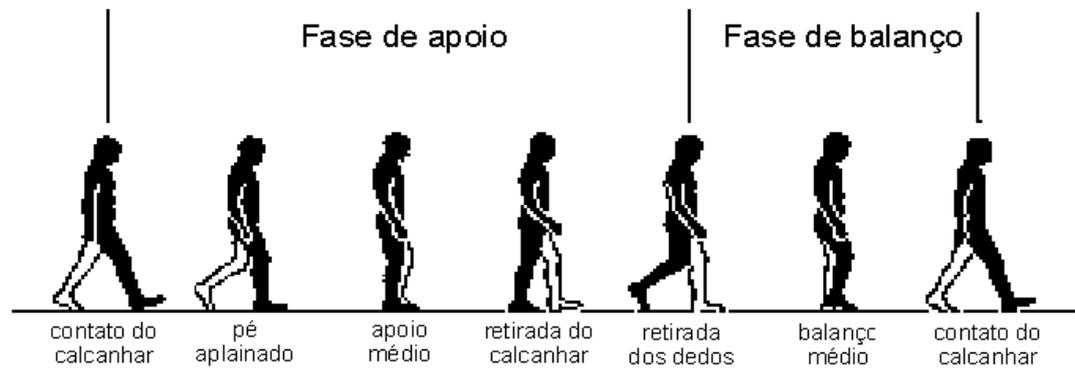


Figura 2. Fases do andar e suas subfases (modificado de ALLARD et al., 1995).

A fase de apoio ou suporte inicia com o primeiro contato do calcanhar no solo e termina quando o pé, mais precisamente as cabeças dos metatarsos e artelhos deixam o solo (BRIL e BRENIÈRE, 1991). Esta fase tem a duração de aproximadamente 60% do ciclo (LEHMKUHL e SMITH, 1989; WINTER, 1991; GREVE, 1999; BLANC, 2001).

Devido à decorrência de o suporte ser simples ou duplo, a fase de apoio apresenta as seguintes subfases:

- a) Fase do primeiro duplo suporte: tem seu início no primeiro toque do calcanhar anterior e o seu término no momento da perda de contato do pé posterior do chão. É o primeiro momento em que as duas pernas se encontram em suporte no chão e corresponde a aproximadamente 10% de todo o ciclo do andar (LEHMKUHL e SMITH, 1989; WINTER, 1991; GREVE, 1999);
- b) Fase de suporte simples: tem início com o toque do calcanhar e o seu término ocorre com a retirada do pé do chão. Sua duração é de aproximadamente 40% do ciclo (LEHMKUHL & SMITH, 1989; WINTER, 1991; GREVE, 1999). Após a perda de contato do pé com o chão, o corpo fica sustentado por uma perna que desempenha um papel triplo durante esta fase: de sustentação do peso do corpo, de equilíbrio em três planos e de progressão (WINTER, 1991);
- c) Fase de segundo duplo suporte: tem o seu início no segundo toque do calcanhar anterior e o seu término no momento da perda de contato do pé posterior do chão. A duração desta fase é de aproximadamente 10% do ciclo (LEHMKUHL e SMITH, 1989; WINTER, 1991; GREVE, 1999). Nesta fase, a perna anterior se prepara para a fase de balanço. Desta forma, a fase deste duplo apoio inicia a propulsão para frente.

Na fase de balanço, o membro inferior está avançado no espaço e, portanto, o pé não está em contato com o solo (BRIL e BRENIÈRE, 1991). A fase de balanço é constituída pela aceleração, balanço médio e desaceleração, correspondendo aproximadamente 40% do tempo total do ciclo (LEHMKUHL e SMITH, 1989; WINTER, 1991). Esta fase tem início com a perda do contato do pé com o solo e termina com o toque do calcanhar no solo, marcando também o final do ciclo. Nesta fase, o membro livre oscila como um “pêndulo” e, durante este movimento pendular, o centro de massa do membro se desloca. Assim, simultaneamente, produz-se o deslocamento do centro de massa do corpo (WINTER, 1991).

Durante um ciclo completo, o centro de gravidade é deslocado duas vezes em seu eixo vertical. O pico se dá durante a fase de apoio média, quando a perna sustentadora de peso está vertical, e seu ponto mais baixo quando as duas pernas estão sustentando o peso com posição de apoiar o calcanhar e a outra em ponta de dedos (WINTER, 1991; GREVE, 1999).

Quando uma perna se desloca para diante, há flexão coordenada do quadril e do joelho, dorsiflexão do pé e uma elevação pouco perceptível do quadril. Assim, o pé se afasta do chão, da mesma forma, a cada passada, o tórax movimenta-se diretamente para diante no lado oposto do membro inferior em movimento (GREVE, 1999; VIEL, et al., 2001).

A rotação pélvica visa diminuir a ondulação vertical, na qual a pelve oscila sobre um eixo da coluna lombar. Também diminui o grau de compensação da pelve durante o passo, o ângulo entre a pelve e a coxa e a perna e o solo. Por outro lado, a inclinação pélvica é uma queda da pelve do lado do balanceio. A perna de apoio está aduzida e a perna em movimento levemente aduzida e fletida no quadril e joelho para se erguer do solo (GREVE, 1999; VIEL, et al., 2001). O movimento sincronizado entre o joelho e o tornozelo relaciona-se com a ondulação da pelve.

Quando o calcanhar toca o solo, inicia a fase de apoio para a perna. Nessa fase, o joelho está completamente estendido. Quando o corpo se desloca sobre o seu centro de gravidade, o joelho flete, o corpo passa sobre o pé e o joelho gradualmente estende novamente (GREVE, 1999; VIEL, et al., 2001). Durante um ciclo de marcha, o joelho flete duas vezes. A flexão maior se produz durante a fase oscilante e é de $\pm 65^\circ$. A outra flexão ocorre durante a fase de apoio e é de $\pm 20^\circ$ (Figura 3). No apoio do calcanhar, o tornozelo promove 90° de dorsiflexão e gradualmente flete em sentido plantar para se aplanar no solo na fase de apoio médio e continua em flexão plantar para impulsionar o membro à frente (SANTANA et al., 1994; SUTHERLAND e DAVIDS, 1993).

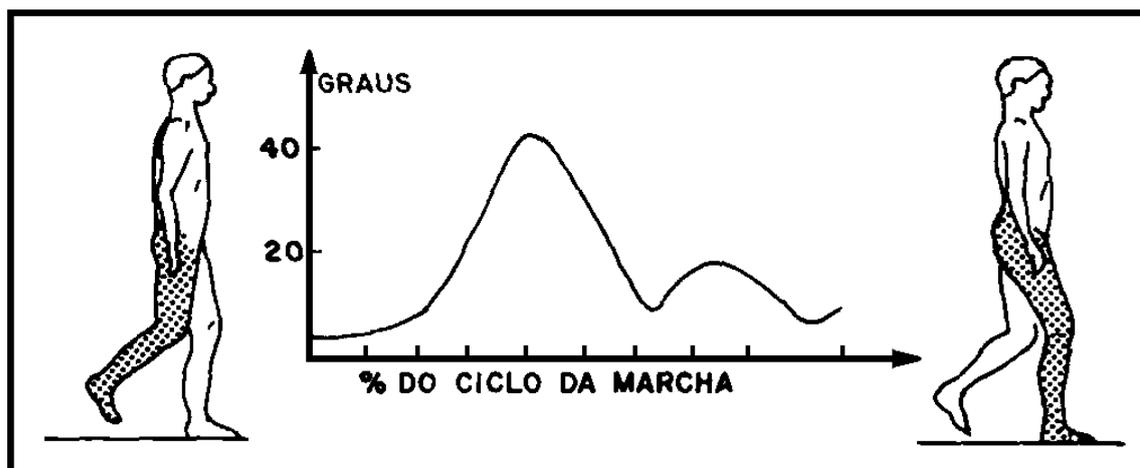


Figura 3. Flexão do joelho nas fases de oscilação e apoio unilateral da marcha.

No entanto, na marcha normal, o sistema anatômico e fisiológico é o mesmo em todos os seres humanos (PERRY, 2005). Porém, existem muitas variações da marcha, de um indivíduo para outro, e essas variações podem ocorrer de acordo com fatores neurológicos, antropométricos e psicológicos (PERRY, 2005). Na PCE, o padrão da marcha é comprometido, devido à lesão no SNC em desenvolvimento, acarretando em espasticidade, aumento do tônus, rigidez muscular, limitação dos movimentos articulares e fraqueza muscular. Considerando a ênfase deste estudo, aspectos relativos à marcha na PC são apresentados no próximo tópico.

2.2.1. Marcha na paralisia cerebral

O aumento da rigidez muscular passiva pode contribuir para a manutenção de determinadas posturas e dificultar a movimentação de indivíduos com PCE (VAZ, 2004). Como a PC traz, predominantemente, prejuízos às funções motoras devido à natureza multifatorial da desordem na PCE, vários fatores interagem para produzir limitações na marcha (DAMIANO et al., 2006).

Um dos fatores que limitam a marcha em indivíduo com PCE é o aumento do tônus, o qual pode acarretar em inclinação posterior da pelve, flexão da parte superior do tronco para frente, escápulas projetadas à frente e extensão excessiva de pescoço. A flexão de quadril excessiva, com adução e rotação interna, pode ser observada durante a fase de apoio e pode ser acompanhada de flexão de joelho excessiva ou hiperextensão (NORKIN, 2004). Se

ocorrer flexão de joelho excessiva durante o apoio, a dorsiflexão do tornozelo pode ser exagerada durante o final do apoio/pré-balanço para avançar a tibia sobre o tornozelo e liberar dedos e ante pé do contato com o solo após a impulsão (da saída do calcanhar até a saída dos dedos) (NORKIN, 2004).

O padrão da marcha de indivíduos com PCE, quando comparado com indivíduos normais, apresenta diminuição da velocidade do andar e menor habilidade em aumentá-la. Isto reflete diretamente na diminuição do comprimento da passada e no aumento da cadência (DAMIANO e ABEL, 1998; DAMIANO et al., 2006). Os parâmetros cinemáticos (DAMIANO et al, 2006) e a velocidade angular do quadril, do joelho e do tornozelo (GRANATA et al., 2000) também diminuem em crianças com PCE.

Os dois padrões cinemáticos mais comuns nesta população são o “crouch gait” (marcha agachada) e o “stiff knee gait” (marcha com joelho rígido), os quais estão diretamente relacionados com as respostas espásticas nos grupos musculares do quadríceps e dos ísquio-tibiais (DAMIANO et al., 2006). O “crouch gait”, mais observado em indivíduos com diplegia espástica, é caracterizado pela flexão excessiva do joelho desde o contato inicial até a metade da fase de suporte, quando o joelho tipicamente alcança sua máxima extensão durante o ciclo da marcha. A desabilidade em estender o joelho por completo altera o acoplamento entre a extensão do joelho e a flexão plantar do tornozelo e, conseqüentemente, aumenta o esforço muscular para sustentar a postura.

A marcha na diplegia espástica é caracterizada por um caminhar lento, cambaleante e com passos miúdos. Muitos indivíduos têm a mobilidade limitada em sua coluna lombar, na pelve e na articulação do quadril e mostram inclinação ou rotação pélvica assimétrica durante a marcha (STYER-ACEVEDO, 2002).

Para compensar o esforço muscular despendido na sustentação da postura e a falta de mobilidade da parte inferior do corpo, esses indivíduos transferem seu peso e mantêm o equilíbrio usando uma mobilidade excessiva da cabeça, do pescoço, da parte superior do tronco e das extremidades superiores. Os quadris estão flexionados durante a fase de apoio e a extensão completa do quadril nunca é alcançada. Frequentemente há excessiva adução e rotação interna do quadril; em casos graves, as faces mediais dos joelhos podem se aproximar. Dependendo da função da musculatura pélvica, lombar e do tornozelo, os joelhos podem estar tanto flexionados quanto hiperestendidos durante a fase de apoio. Os pés podem estar valgos, além dos limites das dimensões do tronco ou podem estar muito próximos, em uma base de apoio em flexão plantar sem contato do calcanhar com o solo (STYER-ACEVEDO, 2002).

O “stiff knee gait” é encontrado em indivíduos com hemiplegia espástica, que limitam a excursão total do joelho durante o pico da flexão do joelho na fase de balanço. A elevação do quadril e a produção de força no momento da retirada do pé são as implicações funcionais que podem alterar a suavização e a estabilidade do padrão da marcha. A etiologia deste padrão de marcha ainda não está completamente entendida (DAMIANO et al., 2006). Contudo, sabe-se que a assimetria é característica da marcha do indivíduo com hemiplegia espástica, sendo que a maior parte do peso corporal é sustentada pelo membro não acometido e, quando a mudança de peso é passada para o lado acometido, ela é breve e incompleta, pois o indivíduo aumenta a velocidade para facilitar o equilíbrio (STYER-ACEVEDO, 2002). Os membros do lado acometido são retraídos ou rodados posteriormente quando comparados com o ombro e com a pelve no lado contralateral. A rigidez na extensão e maior mobilidade na flexão podem variar nos membros inferiores, assim como a amplitude dos passos tornando a marcha falha (STYER-ACEVEDO, 2002; GUERZONI et al., 2008).

Como discutido anteriormente, vários fatores interagem para produzir limitações na marcha em PCE, dentre eles, o aumento do tônus e da rigidez muscular, que interferem no movimento pela diminuição da amplitude de movimento nas articulações. Aspectos relativos à amplitude de movimento articular são apresentados no próximo tópico.

2.3 Amplitude de Movimento Articular

A amplitude ou quantidade de movimento que uma articulação consegue realizar constitui uma função da morfologia da articulação, da cápsula e dos ligamentos, assim como dos tendões e músculos que cruzam essa articulação (PALMER e EPLER, 2000). A medida da amplitude de movimento articular (ADM) é um componente importante na avaliação física, pois identifica as limitações articulares, bem como permite aos profissionais acompanharem de modo quantitativo a eficácia das intervenções terapêuticas durante a reabilitação. A ADM articular é o número de graus de movimento permitidos pela articulação com influência mínima por parte de quaisquer músculos que cruzam as superfícies articulares. Para mensurá-la, existem duas formas: a medida de amplitude articular ativa, movimento voluntário de uma articulação sem a assistência, e medida da amplitude articular passiva, movimentos realizados pelo examinador sem a ajuda do paciente (PALMER e EPLER, 2000; WHITE, 2004; PIRIYAPRASARTH e MORRIS, 2007).

Normalmente, cada articulação executa uma pequena quantidade de movimento no final da amplitude, ou seja, o grau de limitação estrutural que não está sob controle voluntário. Para conseguir mensurar esta amplitude é necessária a utilização da ADM passiva. A amplitude passiva dos movimentos depende da integridade das superfícies articulares e da distensibilidade da cápsula articular, dos ligamentos, dos músculos, dos tendões e dos tecidos moles. As limitações na ADM passiva podem se dever às anormalidades nos ossos ou articulações, ou à retração dessas estruturas. Como é o examinador quem provê a força muscular necessária para realizar a ADM passiva, e não o paciente, a ADM passiva (diferente da ADM ativa) não depende da força muscular e da coordenação do paciente (GUERZONI et al., 2008).

Indivíduos com PCE, além da fisioterapia para promover o alongamento dos músculos espásticos, necessitam freqüentemente de procedimentos cirúrgicos tais como transferência reto-femoral, rizotomia dorsal seletiva, alongamento do tendão e liberação do adutor, iliopsoas do quadril, osteotomia de fêmur e medicação sistemática como aplicação de toxina botulínica tipo A e baclofeno intratecal (STOELTING e DIERDORF, 1993; QUAGLIATO, 1998). Esses procedimentos são utilizados como forma de tratamento para obter melhores amplitudes de movimentos articulares (QUAGLIATO, 1998), durante sua mobilidade, em especial, na marcha (GUERZONI et al., 2008). Medidas repetidas da ADM passiva são amplamente usadas para monitorar e avaliar os resultados cirúrgicos e não cirúrgicos em indivíduos como PCE (KILGOUR, et al., 2003).

O instrumento mais utilizado pelos terapeutas para medir a ADM é o goniômetro universal. Descrita na literatura desde 1914, a goniometria é amplamente usada, tanto na prática clínica quanto em pesquisas científicas, com a finalidade de medir a ADM de diversas articulações (PALMER e EPLER, 2000; BATISTA et al., 2006). No entanto, há também outros instrumentos capazes de mensurar a ADM, como o eletrogoniômetro que é uma versão eletrônica do goniômetro manual, porém, mais versátil, por permitir a mensuração dinâmica do deslocamento angular de uma determinada articulação. Assim, a eletrogoniometria foi empregada no presente estudo para mensurar de forma passiva a ADM dos joelhos de crianças com PCE.

Indivíduos com PCE desenvolvem, muitas vezes, fraqueza muscular, dificuldades no controle entre as musculaturas agonista e antagonista, restrição da amplitude de movimento e alterações do tônus e de sensibilidade. Tais alterações podem interferir no desempenho de atividades relevantes à sua funcionalidade, incluindo a marcha (GUERZONI et al., 2008). As anormalidades da marcha vistas em crianças com PC são conseqüências das contraturas sobre

a articulação e da espasticidade muscular. Devido às respostas do alongamento ativo, os músculos espásticos podem inibir o movimento prematuramente por descarga, resultando numa ação muscular prolongada e inapropriada (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993). A atividade pode também ocorrer de uma sinergia muscular primitiva persistente e de forma incompleta devido ao controle muscular seletivo normal do paciente com PC. A fraqueza muscular desses indivíduos e a dor (atribuída ao excesso de uso e às mudanças esqueléticas como a instabilidade articular e a artrite degenerativa) se tornam fatores significantes da marcha patológica (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993).

A marcha de crianças com PC é freqüentemente caracterizada por um excessivo deslocamento vertical do centro de massa através do ciclo. As anormalidades associadas podem comprometer tanto a estabilidade na fase de suporte quanto a progressão do membro na fase de balanço, ou em ambos (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993).

As anormalidades envolvidas nas maiores articulações das extremidades inferiores podem acarretar em conseqüências na função de outras articulações. É possível reconhecer as desordens primárias em cada articulação. É sabido que a articulação do joelho possui importante função durante o ciclo da marcha em especial nas funções de amortecimento e propulsão (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993). A maioria das anormalidades mais comuns no joelho em indivíduos com PCE ocorre no plano sagital; desta forma, a análise da amplitude de movimento da articulação do joelho durante o ciclo da marcha é importante em crianças com PCE diplégica e hemiplégica.

Damiano e colaboradores (2006) investigaram os efeitos da espasticidade nos músculos tibiais e quadríceps nos parâmetros da marcha incluindo as medidas espaciais e temporais, a posição, excursão e a velocidade angular do joelho em 25 crianças com PCE diplégica, comparando-as com 17 crianças normais de mesma idade. Os resultados apontaram que as crianças PCE têm velocidade angular significativamente mais lenta durante a fase de balanço quando comparadas com crianças normais. O torque da resistência à flexão e extensão passiva não foi relacionada aos parâmetros da marcha em indivíduos com PC; entretanto, o torque de resistência para maior velocidade testada (120°/s) apresentou relações moderadas para o movimento e a velocidade angular durante a marcha.

Esses resultados levaram aos seguintes questionamentos: Qual seria a ADM passiva do joelho desses indivíduos? A amplitude de movimento articular passiva do joelho, os ângulos relativos do joelho na fase de propulsão e amortecimento, e a amplitude de movimento de joelho numa passada podem estar relacionadas aos parâmetros espaciais e temporais da marcha de crianças PCE? Como discutido na revisão de literatura, a PCE pode

aparecer em topografias diferentes, dependendo do grau e da extensão da lesão, e desta forma, diferentes padrões de marcha são encontrados. Qual seria a importância da articulação do joelho na marcha de crianças com PCE diplégica e PCE hemiplégica?

3. OBJETIVO

O objetivo geral deste estudo foi analisar a contribuição da amplitude articular do joelho no andar de indivíduos com paralisia cerebral espástica considerando o tipo (hemiplégica e diplégica) e o hemicorpo (acometido e menos acometido). Especificamente, pretende-se: a) descrever a amplitude de movimento articular (ADM) passiva dos joelhos, amplitude do joelho durante uma passada e ângulo do joelho no contato do calcanhar e na retirada do pé; b) comparar estas variáveis quanto ao tipo de paralisia cerebral e o hemicorpo; e c) relacionar estas variáveis com os parâmetros espaciais e temporais da marcha em indivíduos com paralisia cerebral espástica.

4. MATERIAIS E MÉTODO

O presente estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com seres humanos do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista, campus de Rio Claro (protocolo nº 2020/08; Anexo 1) datado de 24/03/2008.

4.1 Participantes

Participaram deste estudo 12 crianças com idade entre 07 e 12 ($9,5 \pm 1,93$) anos portadoras de PCEH e PCED. Como critério de inclusão nesse estudo, as crianças deveriam apresentar PCE, diplégica ou hemiplégica (estes dados foram confirmados nos prontuários médicos), independente do grau de comprometimento, marcha independente, preferencialmente, nenhum tipo de rebaixamento mental e ter entre 7 e 12 anos de idade.

O recrutamento dos participantes foi realizado de forma intencional, por convite e 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. Após a identificação dos participantes, o contato com os pais/responsáveis foi realizado para o convite e esclarecimentos dos objetivos e procedimentos do estudo.

4.2 Procedimentos Experimentais

Todos os procedimentos experimentais foram realizados nas dependências do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (LEPLO), Departamento de Educação

Física, Instituto de Biociências, UNESP – Campus Rio Claro. A sala é constituída de piso liso regular, ideal para a realização da tarefa de análise de marcha, com oito metros de largura por dez metros de comprimento.

Antes do início das coletas de dados, o responsável pelo participante tomou conhecimento dos objetivos da pesquisa, da tarefa que a criança realizou, dos riscos e de qualquer outra informação por ele solicitada, por meio do termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1), que lhe foi entregue para que fosse lido e assinado. Após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, pelo responsável, cada participante foi convidado a realizar o protocolo descrito a seguir.

4.2.1. Antropometria

A massa corporal e a estatura foram mensuradas, para a caracterização dos participantes (Tabela 1), 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: eretos, estáticos, descalços e com o olhar fixado no horizonte. Em seguida, foram medidos os segmentos dos membros inferiores, com uma fita métrica precisa em milímetros: comprimento da perna (distância entre o epicôndilo lateral da tíbia e o maléolo lateral) e altura do tornozelo (distância entre o maléolo lateral da fíbula e o chão). Estes procedimentos foram realizados segundo as padronizações técnicas descritas por Alvarez e Pavan (1999). O Apêndice 2 apresenta a ficha de coleta de dados antropométricos.

Tabela 1. Caracterização dos participantes quanto ao tipo de Paralisia cerebral, a idade em anos, o peso em Kilogramas, a altura em centímetros, altura do tornozelo e comprimento da perna em centímetros.

Sujeito	Tipo PC	Idade (Anos)	Peso (Kg)	Altura (cm)	Altura do tornozelo (cm)	Comp. da perna (cm)
1	Diplégico	12	36,00	145,50	5,50	42,00
2	Hemiplégico	7	20,50	119,30	4,00	27,00
3	Diplégico	8	20,5	116,50	3,50	30,70
4	Hemiplégico	10	40,00	142,40	5,20	41,50
5	Hemiplégico	7	19,00	107,50	4,50	31,00
6	Hemiplégico	11	45,60	157,50	7,30	45,60
7	Diplégico	11	37,00	144,30	5,00	42,00
8	Diplégico	8	46,20	136,50	1,70	14,60
9	Hemiplégico	11	25,20	131,50	5,10	38,60
10	Hemiplégico	7	19,80	120,00	4,10	34,70
11	Diplégico	11	23,80	132,10	5,50	37,00
12	Diplégico	11	44,00	152,00	6,70	44,70

4.2.2. Escala do grau de alteração do tônus muscular

A avaliação do grau de alteração do tônus da criança foi realizada por um fisioterapeuta que determinou o grau de espasticidade e o grau de severidade dos membros inferiores a partir da Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON e SMITH, 1987). O Apêndice 3 apresenta a ficha de coleta de tônus muscular (Escala de Ashworth). Os participantes permaneceram deitados na posição supina em uma maca, onde o fisioterapeuta mediu a variação do tônus muscular colocando o membro afetado do participante em uma posição neutra e realizando movimentos possíveis em cada articulação afetada com a finalidade de perceber a resistência que a articulação impunha sobre o movimento realizado. 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, segundo a Escala Modificada de Ashworth (Tabela 2).

Tabela 2. Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON e SMITH, 1987).

Nível	Descrição
0	Tônus normal
1	Hipertonia muito ligeira (mínima resistência no fim do movimento)
1+	Hipertonia muito ligeira (mínima resistência durante todo o movimento)
2	Hipertonia ligeira durante a maior parte do movimento (mas a mobilização é efetuada com facilidade).
3	Hipertonia moderada (o movimento passivo é difícil)
4	Hipertonia grave (o movimento passivo é impossível)

Para maior acurácia nos resultados, o fisioterapeuta avaliou três vezes a mesma articulação. Foi avaliada a articulação do joelho (flexão e extensão). A classificação da escala foi utilizada para determinar o membro inferior mais afetado e o menos afetado no caso dos PCED e o membro afetado e não afetado dos PCEH. Na Tabela 3 são apresentadas as porcentagens relativas à classificação da Escala Modificada de Ashworth.

Tabela 3. Porcentagem de diplégicos e hemiplégicos quanto à classificação nos níveis da Escala de Ashworth na articulação do joelho, no movimento de flexão e extensão para perna direita e esquerda.

Joelho	Escala de Ashworth	Diplégico		Hemiplégico	
		Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Flexão	0	33,33%	0%	83,33%	83,33%
	1	66,66%	100%	16,66%	16,66%
Extensão	0	0%	16,66%	33,33	33,33%
	1	50%	16,66%	66,66%	50%
	1+	50%	50%	0%	16,66%
	2	0%	16,66%	0%	0%

4.2.3. Teste de Amplitude de Movimento Articular (ADM) Passiva

Para este teste foi utilizado um eletrogoniômetro (EMG System do Brasil, modelo Gor2), que possui um sensor que fornece um sinal elétrico correspondente ao movimento angular, permitindo leitura de 0 a 180 graus com registro do sinal na unidade real de medida

em graus. Este foi utilizado para registrar os resultados da ADM passiva do joelho. Esta avaliação foi realizada por um fisioterapeuta e o Apêndice 4 apresenta a ficha de coleta dos dados de amplitude de movimento articular. Na ADM passiva do joelho, o indivíduo permaneceu em decúbito dorsal em uma maca, com o corpo ereto, os braços ao longo do corpo e a cabeça alinhada. O quadril foi fletido a 90° para evitar o estiramento do músculo reto femoral, a rotação, a extensão e qualquer flexão adicional. Assim como o quadril, o joelho também foi posicionado a 90°, para que o fisioterapeuta pudesse realizar com mais facilidade a ADM passiva do joelho, no caso, a flexão passiva do joelho. O fisioterapeuta posicionou-se lateralmente ao indivíduo de modo a estabilizar o quadril com uma mão e realizar a flexão passiva, verificando: quando e onde, durante o movimento, ocorria o início de dor, o padrão de limitação do movimento, a sensação final do movimento e a amplitude de movimento disponível. Após a definição da sensação final do movimento, um outro avaliador posicionava a parte fixa do eletrogoniômetro no epicôndilo lateral do fêmur, sobre uma linha que vai do epicôndilo lateral ao trocanter maior. O braço móvel do eletrogoniômetro foi colocado paralelo à linha média lateral da fíbula na direção do maléolo lateral. Este posicionamento seguiu a padronização de Palmer e Epler (2000). A posição neutra ou inicial foi estabelecida como sendo 180°. A ADM passiva do joelho em flexão foi considerada como o ângulo relativo entre os segmentos coxa e perna, mensurado em graus (Figura 4).

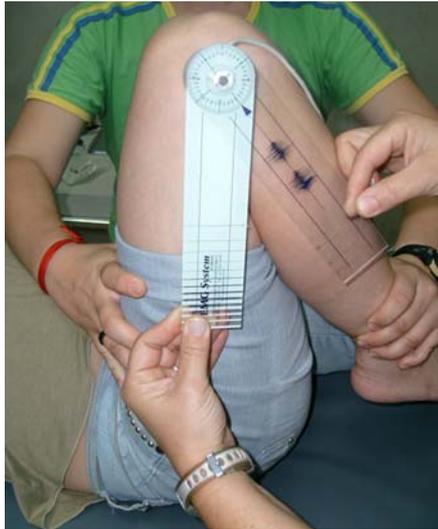


Figura 4. Foto ilustrativa de teste de amplitude de Movimento articular passivo do joelho em flexão.

Para a obtenção da extensão/hiperextensão passiva do joelho, o indivíduo permaneceu em decúbito dorsal e com as pernas estendidas. O alinhamento postural foi considerado pelo fisioterapeuta, que posicionou cabeça e tronco em alinhamento, braços estendidos ao longo do corpo e pernas estendidas e com afastamento similar da linha média. O fisioterapeuta, posicionado lateralmente ao indivíduo, estabilizou a articulação do quadril com uma mão na coxa do indivíduo e a outra mão no maléolo lateral elevava a perna. O eletrogoniômetro foi posicionado de forma semelhante à mensuração da flexão do joelho. O ângulo de extensão foi considerado como o ângulo relativo entre a coxa e a perna, mensurado em graus. Assim, o ângulo de extensão na ADM passiva do joelho deve ser maior que 180° (Figura 5).

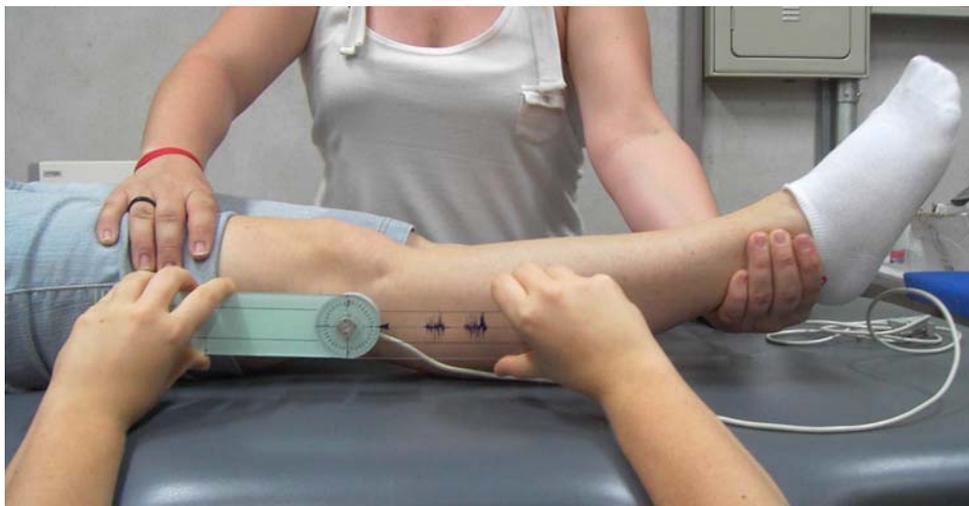


Figura 5. Foto ilustrativa de teste de amplitude de Movimento articular passivo do joelho em extensão/hiperextensão.

4.2.4. Análise de Marcha

4.2.4.1. Tarefa

Em uma sala neutra, sobre uma passarela de madeira (8mX1,40mX5cm) com um tapete emborrachado preto de (8mX1,4m), as crianças foram instruídas a percorrer toda a passarela andando em sua velocidade preferida. Cada participante realizou 6 tentativas, sendo 3 para o plano sagital direito e 3 para o plano sagital esquerdo.

4.2.4.2. Coleta e análise dos dados

Para registro cinemático dos dados, 8 marcadores passivos (com aproximadamente 19mm de diâmetro e base flexível), foram fixados bilateralmente, com uma fita adesiva apropriada, nos seguintes pontos articulares: a) quadril: projeção do trocânter maior do fêmur e espinha íliaca ântero-superior; b) joelho: projeção do epicôndilo lateral; c) tornozelo: projeção do maléolo lateral; d) calcanhar: face lateral e medial do calcâneo; e) metatarso: face lateral da cabeça do 5º metatarso e face medial da cabeça do 1º metatarso. Esses marcadores descreveram a trajetória dos membros inferiores durante toda a realização da tarefa.

Ortogonalmente à passarela de madeira, foram posicionadas duas câmeras digitais (PANASONIC, PV-GS300P-S), com características especiais como foco, white balance (utilizado: indoor), shutter (utilizando: 1/250) e exposure (utilizando: 24) manuais. As câmeras foram colocadas no plano sagital direito do participante de modo a visualizar todos os marcadores durante um ciclo de passada (Figura 6).

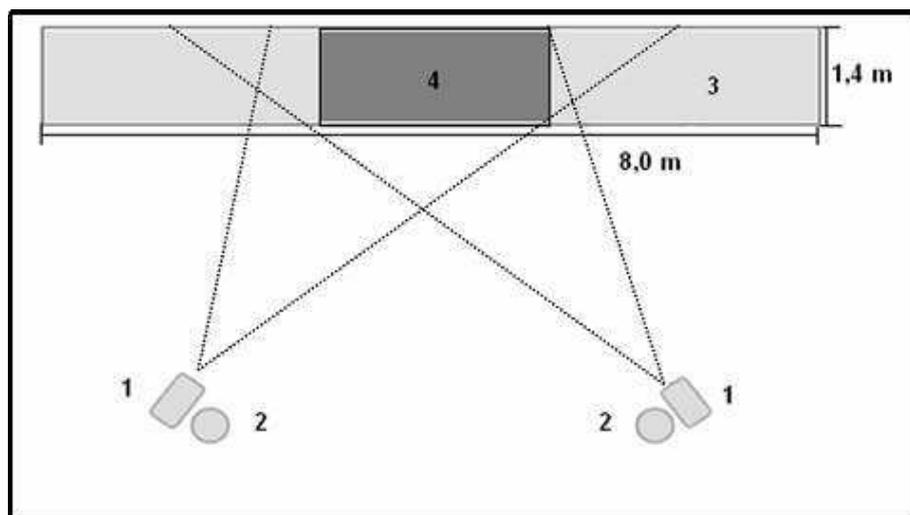


Figura 6. Ilustração do ambiente experimental, vista aérea. 1. Posicionamento das câmeras, 2 Posicionamento dos holofotes, 3. Passarela com 8,0 metros de comprimento por 1,4 de largura e 4. área calibrada com (3mX1,7mX1,3m).

As imagens foram registradas a 60 Hz para gerar dados cinemáticos tridimensionais. 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). As imagens, então, sofreram um processo de desentrelaçamento em *fields* para retornarem à frequência de 60 Hz. O procedimento fotogramétrico (desentrelaçamento, rastreamento e medição) foi realizado pelo software Digital Video for Windows (Dvideow 6.3 - Laboratório de Instrumentação em Biomecânica – Unicamp, 1998 – versão 4.0).

A calibração do espaço tridimensional, registrado pelas câmeras, foi feita através de 6 fios de prumos com marcas ou referências equidistantes (3,0m x 1,70m x 1,30m) entre si, formando um grande cubo, e serviram para informar ao software de análise e medição das imagens (Dvideow), com exatidão, o espaço por onde a criança realizava a tarefa. Isto possibilitou a reconstrução tridimensional acurada das trajetórias dos marcadores (Figura 7).

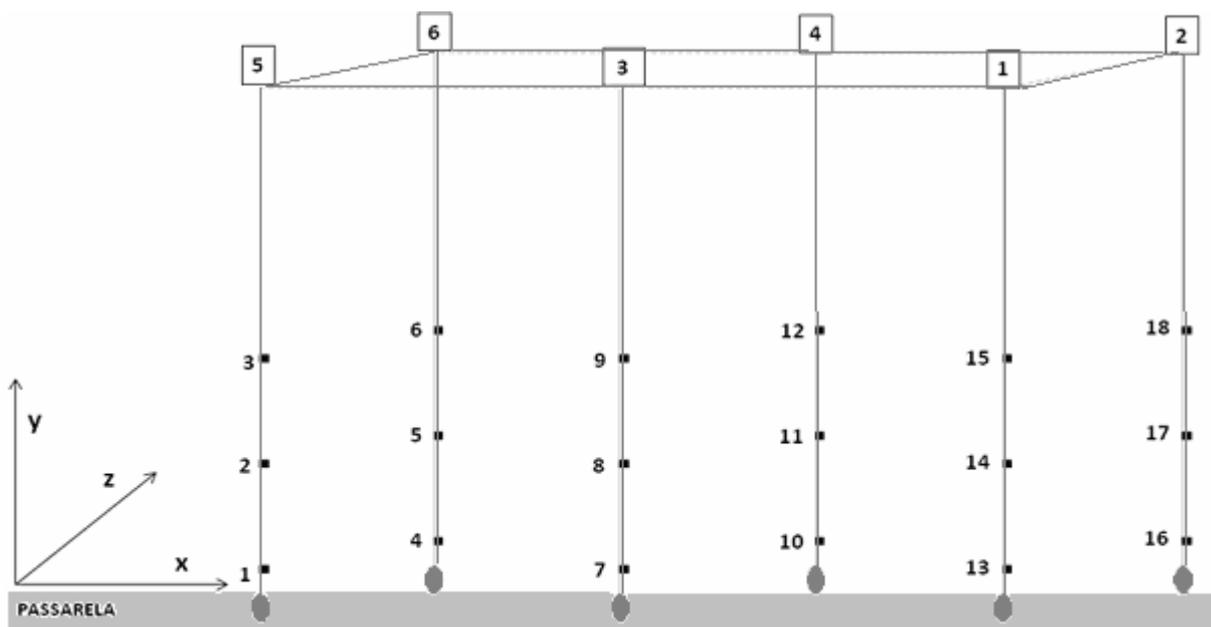


Figura 7. Vista lateral do sistema de calibração. Seis fios de prumo com suas respectivas referências.

4.2.5. Variáveis Dependentes da Marcha

As trajetórias dos marcadores foram tratadas e analisadas por meio de rotinas em linguagem Matlab - *software Matlab (The Matworks Inc., 1998 – versão 6.5)*. Todas as

variáveis desse estudo foram mensuradas para a perna afetada e para a perna não afetada dos participantes hemiplégicos, e para a perna mais afetada e menos afetada dos participantes diplégicos. As variáveis espaço-temporais e angulares analisadas de um ciclo da passada (primeiro toque do calcanhar da perna ipsilateral até o segundo toque do calcanhar da mesma perna) foram:

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

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

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

d) Cadência (CAD): corresponde ao número de passos realizados em um minuto (min). Calculada a partir da razão entre um e a duração da passada e apresentada em passos por minuto (passos/min);

e) Largura do passo (LP): largura em centímetros (cm), calculada através do valor médio das diferenças dos valores da coordenada z (pontos do primeiro metatarso esquerdo e quinto metatarso direito), referentes a dois passos nos toque do calcanhar direito e toque do calcanhar esquerdo $((LP1+LP2)/2)$.

f) Amplitude de movimento articular do joelho durante uma passada: diferença entre os valores angulares máximo e mínimo durante uma passada para a articulação do joelho, apresentada em graus (°);

g) Ângulo da articulação do joelho: no momento de contato inicial do pé com o solo (primeiro instante em que o pé tocou o solo) e durante a retirada do pé do solo (primeiro instante em que o marcador posicionado no 5° metatarso perdeu o contato com o solo), apresentada em graus (°), conforme a seguinte equação:

$$\text{angulo} = \text{acos}(\text{dot}(\text{seg1}/\text{norm}(\text{seg1}), \text{seg2}/\text{norm}(\text{seg2}))) * 180/\text{pi}$$

Para cálculo dos ângulos referentes à articulação do joelho, foram considerados seg1 a subtração dos vetores referentes ao trocânter maior do fêmur e côndilo lateral do fêmur. Seg2 correspondeu à subtração dos vetores referentes ao maléolo lateral e côndilo lateral do fêmur.

- Ângulo do joelho no contato do calcanhar (AJC): média dos valores do ângulo do joelho nos momentos do primeiro e segundo toque do calcanhar direito (Figura 8A).
- Ângulo do joelho na retirada do pé do solo (AJR): valor do ângulo do joelho no instante da retirada do pé direito do solo (Figura 8B).

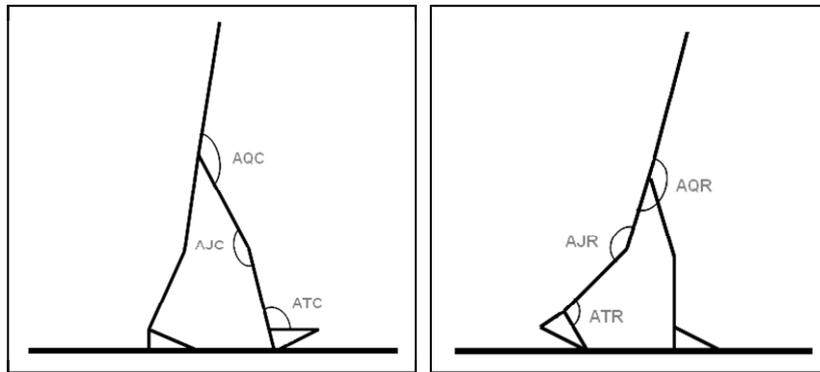


Figura 8. Representação gráfica das variáveis angulares do joelho: (A) no momento do toque do calcanhar (AJC); e (B) no momento da retirada do pé direito do solo (AJR).

4.3 - Análise Estatística

Os dados foram analisados pelo programa SPSS 10.0 for Windows. Inicialmente, os dados foram tratados por meio de análise descritiva (média e desvio-padrão) para as variáveis: amplitude de movimento articular passiva dos joelhos, amplitude do joelho durante uma passada e ângulo do joelho no contato do calcanhar e na retirada do pé. As variáveis dependentes não apresentaram normalidade e homogeneidade entre as variâncias, reveladas pelos testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Desta forma, estas variáveis foram tratadas por meio da estatística não-paramétrica.

O teste U de Mann-Whitney comparou as diferenças para tipo de PC (PCED e PCEH) com nível de significância de $p \leq 0,005$. O teste t de Wilcoxon comparou as diferenças entre os hemis corp os (perna mais afetada e menos afetada – diplégico e perna afetada e não afetada – hemiplégico), com nível de significância de $p < 0,008$. O teste de Spearman correlacionou as variáveis angulares e descritivas da marcha (espaciais e temporais), com significância de $p \leq 0,005$.

5. RESULTADOS

Os resultados foram apresentados de acordo com os objetivos deste estudo: descrição, comparação e correlação entre os indivíduos com PCED e PCEH e o hemisfério, apresentados a seguir:

5.1 – Descrição da amplitude de movimento articular (ADM) passiva dos joelhos, amplitude do joelho durante uma passada e ângulo do joelho no contato do calcanhar e na retirada do pé.

A Figura 9 mostra as médias e os desvios padrão da ADM passiva (extensão/hiperextensão e flexão) do joelho em crianças com PCED e PCEH. Quando o tipo de PCE e o hemisfério são observados. Nota-se que ambos os membros apresentam médias semelhantes.

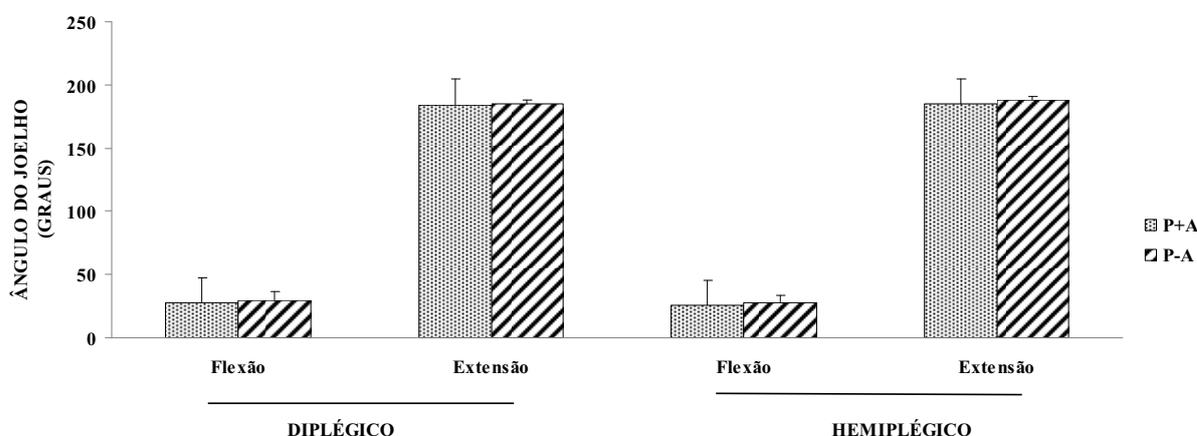


Figura 9. Médias e desvios padrão do ângulo do joelho (flexão e extensão) na ADM passiva de crianças PCED e PCEH.

A Figura 10 mostra as médias e os desvios padrão da amplitude de movimento articular do joelho durante uma passada em crianças com PCED e PCEH. Tanto em PCED quanto em PCEH, a perna mais afetada possui menor amplitude de movimento articular do joelho na passada quando comparada com a perna menos afetada.

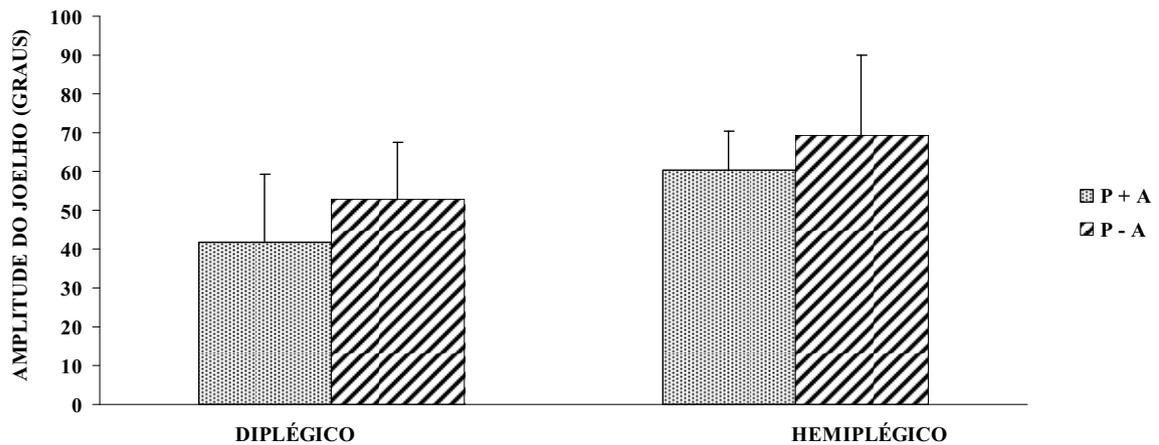


Figura 10. Médias e desvios padrão da amplitude de movimento articular do joelho em uma passada das crianças PCED e PCEH.

A Figura 11 mostra as médias e os desvios padrão do ângulo da articulação do joelho na fase de amortecimento (HCI) e na fase de propulsão (TO) em crianças com PCED e PCEH. Em diplopégicos, o ângulo do joelho no HCI tanto para a perna mais acometida quanto para a perna menos acometida apresentam médias semelhantes, já no ângulo do joelho no TO a perna menos acometida possui menor flexão que a perna mais acometida. Em hemiplégicos, o ângulo do joelho no HCI para a perna mais acometida possui menor flexão que a perna menos acometida. Já o ângulo do joelho no TO para ambas as pernas (mais acometidas e menos acometidas), em hemiplégicos, possui médias semelhantes.

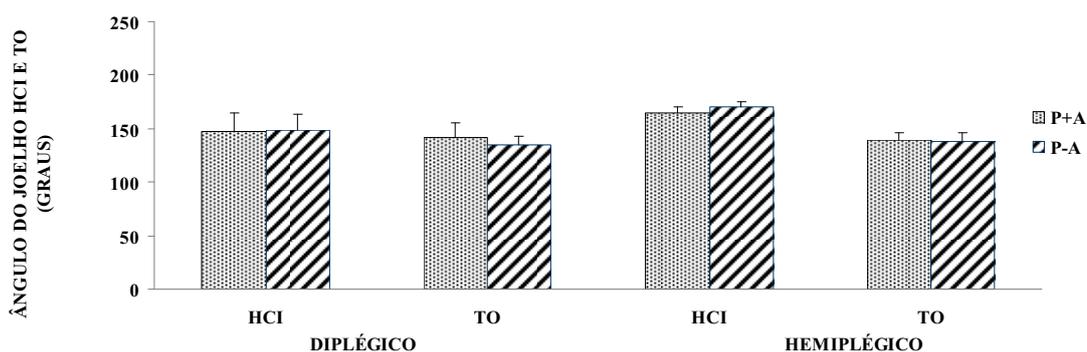


Figura 11. Médias e desvios padrão do ângulo relativo da articulação do joelho na fase de amortecimento (HCI) e na fase de propulsão (TO) das crianças PCED e PCEH.

5.2 - Comparação entre as variáveis angulares quanto ao tipo de paralisia cerebral e hemicorpo.

A Tabela 4 apresenta as médias e os desvios-padrão das variáveis angulares por tipo de PCE e por hemicorpo, com indicação das diferenças significativas.

Tabela 4. Médias e desvios padrão das variáveis angulares por tipo de PCE (diplegico e hemiplégico) e por hemicorpo (P+A: perna mais afetada; P-A: perna menos afetada; PA: perna afetada; e PNA: perna não afetada).

Variáveis	Diplégico			Hemiplégico		
	P + A	P - A	GERAL	P A	PNA	GERAL
Flexão de Joelho	27,51±7,62	29,26±7,57	28,44±7,54	25,32±1,49	23,43±5,90	26,38±4,37
Extensão/Hi perextensão do Joelho	184,31±3,60	184,73±2,78	184,53±3,15*	185,47±2,39	187,70±3,42	186,58±3,12*
Ângulo HCI	147,51±17,35	148,65±14,81	148,08±15,91*	164,55±6,28 ⁺	170,78±4,19 ⁺	167,67±6,14*
Ângulo TO	141,99±13,96	135,05 ±8,04	138,52±11,77	139,01±7,77	138,72±8,16	138,86±7,85
Amplitude	41,70±17,43	53±14,62	47,35±16,86*	60,38±10,15	69,37±20,55	64,87±16,61*

* significância para tipo de PCE $p \leq 0,05$.

⁺ significância para hemicorpo $p \leq 0,008$.

O teste U de Mann-Whitney localizou diferenças para o tipo de paralisia cerebral para a extensão/hiperextensão do joelho ($U = - 2,943$; $p \leq 0,003$), no ângulo relativo do joelho no HCI ($U = - 5,992$; $p \leq 0,001$) e na amplitude do joelho na passada ($U = - 4,099$; $p \leq 0,001$).

Porém, não localizou diferenças na flexão do joelho ($U = - 1,319$; $p \geq 0,187$) e no ângulo relativo do joelho no TO ($U = - 1,081$; $p \geq 0,280$).

O teste t de Wilcoxon localizou diferenças quanto ao hemicorpo (perna afetada versus perna não afetada) para os hemiplégicos apenas no ângulo relativo do joelho no HCI ($T = - 2,635$; $p \leq 0,008$). Porém, não foram encontradas diferenças significativas para: flexão do joelho ($T = - 1,768$, $p \geq 0,077$), extensão/hiperextensão do joelho ($T = - 1,769$, $p \geq 0,077$), ângulo relativo do joelho no TO ($T = - 0,283$, $p \geq 0,777$) e amplitude angular do joelho na passada ($T = - 1,720$, $p \geq 0,085$).

Para diplégicos, o teste t de Wilcoxon não encontrou diferenças quanto ao hemicorpo (perna mais afetada versus perna menos afetada) para nenhuma das variáveis: flexão de joelho ($T = - 0,240$, $p \geq 0,810$), extensão/hiperextensão do joelho ($T = - 0,677$; $p \geq 0,498$), ângulo relativo do joelho no HCI ($T = - 0,327$, $p \geq 0,744$), ângulo do joelho no TO ($T = - 1,241$, $p \geq 0,215$) e amplitude angular do joelho na passada ($T = - 1,590$, $p \geq 0,112$).

5.3 - Correlações entre as variáveis angulares com as variáveis espaciais e temporais da marcha.

5.3.1 – Diplégicos Perna Mais Afetada (P+A).

O teste de Spearman correlacionou os valores individuais da ADM passiva (flexão e extensão/hiperextensão do joelho), dos ângulos relativos do joelho nas fases de amortecimento e propulsão (HCI e TO) e da amplitude de movimento articular do joelho na passada com as variáveis espaciais e temporais da marcha na perna mais afetada nas crianças diplégicas e apontou as seguintes correlações significativas (Tabela 5):

Tabela 5. Resultados significativos das correlações entre as variáveis angulares com as variáveis espaciais e temporais da marcha nos participantes Diplégicos P+A: comprimento da passada (CP); largura do passo (LP), cadência (CAD), duração da passada (DP) e velocidade da passada (VP).

Variáveis	CP	LP	CAD	DP	VP
Flex. Joelho	-	-	-	-	-
Extensão/ Hiperextensão Joelho	-	- 0,511 p = 0,03	0,613 p = 0,007	- 0,613 p = 0,007	-
Ângulo Joelho HCI	0,653 p = 0,003	-	- 0,467 p = 0,051	0,467 p = 0,051	-
Ângulo Joelho TO	0,529 p = 0,024	-	-	-	-
Amplitude Joelho	-	-	-	-	-

Os gráficos destas correlações podem ser encontrados no Apêndice 5. Quanto maior o ângulo relativo do joelho no HCI maior é o comprimento da passada ($r_s = 0,653$; $p = 0,003$), menor a cadência ($r_s = - 0,467$; $p = 0,051$) e maior a duração da passada ($r_s = 0,467$; $p = 0,051$). Quanto maior o ângulo relativo do joelho no TO maior o comprimento da passada ($r_s = 0,529$; $p = 0,024$). Quanto maior a extensão/hiperextensão do joelho menor a largura do passo ($r_s = - 0,511$; $p = 0,030$), maior a cadência ($r_s = 0,613$; $p = 0,007$) e menor a duração da passada ($r_s = - 0,613$; $p = 0,007$).

Entretanto, o teste de Spearman não apontou correlações entre: a) Flexão de joelho e o comprimento da passada ($r_s = - 0,342$; $p = 0,165$), largura do passo ($r_s = 0,342$; $p = 0,165$), cadência ($r_s = 0,391$; $p = 0,109$), duração da passada ($r_s = - 0,391$; $p = 0,109$) e velocidade da passada ($r_s = - 0,034$; $p = 0,892$); b) Extensão/hiperextensão do joelho e comprimento da passada ($r_s = - 0,122$; $p = 0,629$) e velocidade da passada ($r_s = 0,411$; $p = 0,090$); c) Ângulo relativo do joelho no HCI e largura do passo ($r_s = 0,183$; $p = 0,468$) e velocidade da passada ($r_s = 0,315$; $p = 0,203$); d) Ângulo relativo do joelho no TO e largura do passo ($r_s = 0,030$; $p = 0,906$), cadência ($r_s = - 0,454$; $p = 0,059$), duração da passada ($r_s = 0,454$; $p = 0,059$) e velocidade da passada ($r_s = 0,209$; $p = 0,404$); e) Amplitude de movimento articular na passada e comprimento da passada ($r_s = 0,319$; $p = 0,197$), largura do passo ($r_s = 0,265$; $p = 0,287$), cadência ($r_s = -0,087$; $p = 0,732$), duração da passada ($r_s = 0,087$; $p = 0,732$) e velocidade da passada ($r_s = 0,092$; $p = 0,717$).

5.3.2 – Diplégicos Perna Menos Afetada (P-A).

O teste de Spearman para ADM passiva (flexão e extensão/hiperextensão do joelho), nos ângulos relativos do joelho nas fases de amortecimento e propulsão (HCI e TO) e na amplitude de movimento articular do joelho na passada com as variáveis espaciais e temporais da marcha na perna menos afetada nas crianças diplégicas, apontou as seguintes correlações significativas (Tabela 6):

Tabela 6. Resultados significativos das correlações entre as variáveis angulares com as variáveis espaciais e temporais da marcha nos participantes Diplégicos P-A: comprimento da passada (CP); largura do passo (LP), cadência (CAD), duração da passada (DP) e velocidade da passada (VP).

Variáveis	CP	LP	CAD	DP	VP
Flex. Joelho	-	-	-	-	0,517 p = 0,028
Extensão/ Hiperextensão Joelho	-	-	0,734 p = 0,001	- 0,734 p = 0,001	-
Ângulo Joelho HCI	0,829 p = 0,000	-	-	-	0,643 p = 0,004
Ângulo Joelho TO	-	-	-	-	-
Amplitude Joelho	-	-	-	-	0,486 p = 0,041

Os gráficos destas correlações podem ser encontrados no Apêndice 6. Quanto maior a flexão do joelho maior a velocidade da passada ($r_s = 0,517$; $p = 0,028$). Quanto maior a extensão/hiperextensão do joelho maior a cadência ($r_s = 0,734$; $p = 0,001$) e menor a duração da passada ($r_s = - 0,734$; $p = 0,001$). Quanto maior o ângulo relativo do joelho no HCI maior o comprimento da passada ($r_s = 0,829$; $p = 0,000$) e maior a velocidade da passada ($r_s = 0,643$; $p = 0,004$). Quanto maior a amplitude do joelho na passada maior a velocidade da passada ($r_s = 0,486$; $p = 0,041$).

O teste de Spearman não apontou correlações entre: a) Flexão de joelho e o comprimento da passada ($r_s = 0,367$; $p = 0,134$), largura do passo ($r_s = - 0,210$; $p = 0,403$), cadência ($r_s = 0,312$; $p = 0,208$) e duração da passada ($r_s = - 0,312$; $p = 0,208$); b) Extensão/hiperextensão do joelho e comprimento da passada ($r_s = - 0,097$; $p = 0,701$), largura do passo ($r_s = - 0,210$; $p = 0,403$) e velocidade da passada ($r_s = 0,373$; $p = 0,127$); c) Ângulo

relativo do joelho no HCI e largura do passo ($r_s = -0,189$; $p = 0,453$), cadência ($r_s = -0,174$; $p = 0,489$) e duração da passada ($r_s = 0,174$; $p = 0,489$); d) Ângulo relativo do joelho no TO e comprimento da passada ($r_s = 0,257$; $p = 0,303$), largura do passo ($r_s = -0,102$; $p = 0,687$), cadência ($r_s = 0,315$; $p = 0,202$), duração da passada ($r_s = -0,315$; $p = 0,202$) e velocidade da passada ($r_s = 0,432$; $p = 0,073$); e) Amplitude do joelho na passada e comprimento da passada ($r_s = 0,393$; $p = 0,106$), largura do passo ($r_s = -0,294$; $p = 0,236$), cadência ($r_s = 0,096$; $p = 0,703$) e duração da passada ($r_s = -0,096$; $p = 0,703$).

5.3.3 – Hemiplégico Perna Afetada (PA).

O teste de Spearman entre a ADM passiva (flexão e extensão/hiperextensão do joelho), nos ângulos relativos do joelho nas fases de amortecimento e propulsão (HCI e TO) e na amplitude de movimento articular do joelho na passada com as variáveis espaciais e temporais da marcha na perna afetada nas crianças hemiplégicas, apontou correlações significativas (Tabela 7).

Quanto maior a flexão do joelho maior a cadência ($r_s = 0,641$; $p = 0,004$), menor a duração da passada ($r_s = -0,641$; $p = 0,004$) e maior a velocidade da passada ($r_s = 0,712$; $p = 0,001$). Quanto maior a extensão/hiperextensão do joelho maior a largura do passo ($r_s = 0,620$; $p = 0,006$), menor a cadência ($r_s = -0,717$; $p = 0,001$), maior a duração da passada ($r_s = 0,717$; $p = 0,001$) e menor a velocidade da passada ($r_s = -0,503$; $p = 0,034$). Quanto maior o ângulo relativo do joelho no HCI menor a largura do passo ($r_s = -0,529$; $p = 0,024$), maior a cadência ($r_s = 0,570$; $p = 0,014$) e menor a duração da passada ($r_s = -0,570$; $p = 0,014$). Quanto maior o ângulo relativo do joelho no TO maior a cadência ($r_s = 0,495$; $p = 0,037$) e menor a duração da passada ($r_s = -0,495$; $p = 0,037$). Quanto maior a amplitude do joelho na passada maior a largura do passo ($r_s = 0,581$; $p = 0,011$).

Tabela 7. Resultados significativos das correlações entre as variáveis angulares com as variáveis espaciais e temporais da marcha nos participantes Hemiplégicos P A: comprimento da passada (CP); largura do passo (LP), cadência (CAD), duração da passada (DP) e velocidade da passada (VP).

Variáveis	CP	LP	CAD	DP	VP
Flex. Joelho	-	-	0,641 p = 0,004	- 0,641 p = 0,004	0,712 p = 0,001
Extensão/ Hiperextensão Joelho	-	0,620 p = 0,006	- 0,717 p = 0,001	0,717 p = 0,001	- 0,503 p = 0,034
Ângulo Joelho HCI	-	-0,529 p = 0,024	0,570 p = 0,014	- 0,570 p = 0,014	-
Ângulo Joelho TO	-	-	0,495 p = 0,037	- 0,495 p = 0,037	-
Amplitude Joelho	-	0,581 p = 0,011	-	-	-

Os gráficos destas correlações podem ser encontrados no Apêndice 7 e 7.1. O teste de Spearman não apontou correlações entre: a) Flexão de joelho e comprimento da passada ($r_s = 0,398$; $p = 0,102$) e largura do passo ($r_s = - 0,335$; $p = 0,174$); b) Extensão/hiperextensão do joelho e comprimento da passada ($r_s = - 0,016$; $p = 0,950$); c) Ângulo relativo do joelho no HCI e comprimento da passada ($r_s = 0,038$; $p = 0,880$) e velocidade da passada ($r_s = 0,290$; $p = 0,243$); d) Ângulo relativo do joelho no TO e comprimento da passada ($r_s = - 0,214$; $p = 0,395$), largura do passo ($r_s = - 0,430$; $p = 0,075$) e velocidade da passada ($r_s = 0,222$; $p = 0,376$); e) Amplitude do joelho na passada e comprimento da passada ($r_s = 0,352$; $p = 0,152$), cadência ($r_s = - 0,250$; $p = 0,317$), duração da passada ($r_s = 0,250$; $p = 0,317$) e velocidade da passada ($r_s = 0,009$; $p = 0,971$).

5.3.4 – Hemiplégico Perna Não Afetada (PNA).

O teste de Spearman entre a ADM passiva (flexão e extensão/hiperextensão do joelho), ângulos relativos do joelho nas fases de amortecimento e propulsão (HCI e TO) e amplitude de movimento articular do joelho na passada com as variáveis espaciais e temporais da marcha na perna não afetada nas crianças hemiplégicas, apontou correlações significativas (Tabela 8).

Tabela 8. Resultados significativos das correlações entre as variáveis angulares com as variáveis espaciais e temporais da marcha nos participantes Hemiplégicos PNA: comprimento da passada (CP); largura do passo (LP), cadência (CAD), duração da passada (DP) e velocidade da passada (VP).

	CP	LP	CAD	DP	VP
Flex. Joelho	0,468 p = 0,050	-	-	-	0,665 p = 0,003
Extensão/ Hiperextensão Joelho	-	-	0,692 p = 0,001	- 0,692 p = 0,001	0,492 p = 0,038
Ângulo Joelho HCI	-	-	-	-	-
Ângulo Joelho TO	-	-	0,589 p = 0,010	- 0,589 p = 0,010	-
Amplitude Joelho	-	-	-	-	-

Os gráficos destas correlações podem ser encontrados no Apêndice 8. Quanto maior a flexão do joelho maior o comprimento da passada ($r_s = 0,468$; $p = 0,050$) e maior a velocidade da passada ($r_s = 0,665$; $p = 0,003$). Quanto maior a extensão/hiperextensão do joelho maior a cadência ($r_s = 0,692$; $p = 0,001$), menor a duração da passada ($r_s = - 0,692$; $p = 0,001$) e maior a velocidade da passada ($r_s = 0,492$; $p = 0,038$). Quanto maior o ângulo relativo do joelho no TO maior a cadência ($r_s = 0,589$; $p = 0,010$) e menor a duração da passada ($r_s = - 0,589$; $p = 0,010$).

Entretanto o teste de Spearman não apontou correlações entre: a) Flexão de joelho e largura do passo ($r_s = 0,089$; $p = 0,726$), cadência ($r_s = 0,380$; $p = 0,120$) e duração da passada ($r_s = - 0,380$; $p = 0,120$); b) Extensão/hiperextensão e comprimento da passada ($r_s = - 0,135$; $p = 0,594$) e largura do passo ($r_s = - 0,097$; $p = 0,701$); c) Ângulo relativo do joelho no HCI e comprimento da passada ($r_s = 0,199$; $p = 0,428$), largura do passo ($r_s = - 0,119$; $p = 0,639$), cadência ($r_s = - 0,157$; $p = 0,534$), duração da passada ($r_s = 0,157$; $p = 0,534$) e velocidade da passada ($r_s = - 0,115$; $p = 0,651$); d) Ângulo relativo do joelho no TO e comprimento da passada ($r_s = - 0,125$; $p = 0,622$), largura do passo ($r_s = - 0,156$; $p = 0,537$) e velocidade da passada ($r_s = 0,434$; $p = 0,072$); e) Amplitude de movimento articular do joelho na passada e comprimento da passada ($r_s = - 0,044$; $p = 0,861$), largura do passo ($r_s = 0,174$; $p = 0,489$), cadência ($r_s = 0,071$; $p = 0,780$), duração da passada ($r_s = - 0,071$; $p = 0,780$) e velocidade da passada ($r_s = - 0,003$; $p = 0,990$).

6. DISCUSSÃO

O objetivo geral deste estudo foi analisar a contribuição da amplitude articular do joelho no andar de indivíduos com paralisia cerebral espástica considerando o tipo (hemiplégica e diplégica) e o hemicorpo (acometido e menos acometido). Especificamente, pretendeu-se: a) descrever a amplitude de movimento articular (ADM) passiva dos joelhos, amplitude do joelho durante uma passada e ângulo relativo do joelho no contato do calcanhar e na retirada do pé; b) comparar estas variáveis quanto ao tipo de paralisia cerebral e o hemicorpo; e c) relacionar estas variáveis com os parâmetros espaciais e temporais da marcha em indivíduos com paralisia cerebral espástica. Assim como nos resultados, a discussão está estruturada de acordo com os objetivos.

6.1. Descrição do movimento

Em relação aos valores de referências da ADM passiva, White (2004) e Kapandji (2000) afirmam que a ADM passiva é um pouco maior que a ADM ativa, pois as articulações têm uma pequena quantidade de movimento no final de sua amplitude que não fica sob controle voluntário. Quando é realizada a ADM passiva em indivíduos com um membro acometido e o outro não acometido (hemiplégicos), ou um membro mais acometido e o outro menos acometido (diplégicos), a ADM tida como padrão para esse indivíduo deve ser o membro que apresenta menor acometimento (PLAMER e EPLER, 2000). Os dados brutos da ADM passiva apontaram similaridades entre as médias tanto para flexão quanto para extensão/hiperextensão para ambos os tipos de PCE. Ainda cabe ressaltar a carência de estudos feitos com a ADM passiva em crianças PCE, em especial, na articulação do joelho. Esta carência impede que os valores obtidos no presente estudo possam ser comparados com valores de referências da ADM passiva na articulação do joelho em crianças com PCE.

A amplitude passiva dos movimentos depende da integridade das superfícies articulares e da distensibilidade da cápsula articular, dos ligamentos, dos músculos, dos tendões e dos tecidos moles (WHITE, 2004; GUERZONI et al., 2008). As limitações na ADM passiva ocorrem devido às anormalidades nos ossos ou articulações, ou a retração dessas estruturas (WHITE, 2004). Na PCE, o aumento do tônus definido como a resistência do músculo ao alongamento passivo ou estiramento, interfere na ADM passiva. Além das deformidades existentes neste membro, há também as respostas reflexas de estiramento, dentre outras características da SNMS (WHITE, 2004), que prejudicam a marcha.

Para mensurar o aumento do tônus foi utilizada a Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON e SMITH, 1987; Tabela 3). Através da Escala verificou-se que nos indivíduos com PCED na flexão do joelho direito, 33,33% apresentaram tônus normal, sendo classificados no nível 0 da Escala. E, 66,67% apresentaram hipertonia muito ligeira, ou seja, mínima resistência no final do movimento, classificados no nível 1. Na flexão do joelho esquerdo, todos os indivíduos (100%) apresentaram hipertonia muito ligeira com mínima resistência no final do movimento, classificados no nível 1.

Na extensão do joelho direito, 50% dos indivíduos foram classificados como tendo hipertonia muito ligeira com mínima resistência no fim do movimento, e, 50% como tendo hipertonia muito ligeira com mínima resistência durante todo o movimento, sendo classificado no nível 1+. Na extensão do joelho esquerdo, 16,67% apresentaram tônus normal (nível 0), 16,66% hipertonia muito ligeira, ou seja, mínima resistência no fim do movimento (nível 1), 50% hipertonia muito ligeira com mínima resistência durante todo o movimento (nível 1+) e 16,66% hipertonia ligeira durante a maior parte do movimento, mas a mobilização foi efetuada com facilidade (nível 2).

Para os hemiplégicos, na flexão dos joelhos direito e esquerdo, 83,33% dos indivíduos apresentaram tônus normal (nível 0) e 16,67% hipertonia muito ligeira com mínima resistência no fim do movimento (nível 1). Na extensão do joelho direito, 33,33% dos indivíduos apresentaram tônus normal (nível 0), 66,67% hipertonia muito ligeira com mínima resistência no fim do movimento (nível 1). Na extensão do joelho esquerdo, 33,33% dos indivíduos apresentaram tônus normal (nível 0), 50% hipertonia muito ligeira, mínima resistência no fim do movimento (nível 1) e 16,67% hipertonia muito ligeira com mínima resistência durante todo o movimento (nível 1+).

Através dos resultados da Escala de Ashworth pôde-se verificar que o tônus, na maioria dos indivíduos com PCE, varia entre tônus normal e hipertonia muito ligeira, com exceção de um indivíduo diplégico, que teve como classificação na extensão do joelho

esquerdo hipertonia ligeira durante a maior parte do movimento, mas a mobilização foi efetuada com facilidade (nível 2). Diante desses resultados, verificou-se que o tônus nesses indivíduos não interferiu de forma significativa na ADM passiva, pois, este tônus não é tão aumentado (acentuado), sendo possível realizar o movimento com facilidade.

Observa-se o aumento do tônus durante a movimentação voluntária da criança e que ilustra outra característica desta condição conhecida como hipertonia. Steinbok (2002) define hipertonia como o aumento anormal da resistência do movimento imposto externamente a uma articulação e relaciona suas causas à espasticidade. Outros autores associam a presença de hipertonia não só a fatores neurológicos, como a espasticidade, mas também a fatores periféricos que levam ao aumento da rigidez das estruturas passivas dos músculos e articulações, observadas na ausência de atividade eletromiográfica. Tais alterações incluem diminuição no diâmetro da fibra e retração da aponeurose muscular (SHORTLAND et al., 2002), presença de ventre muscular curto e tendão longo, diminuição do número de sarcômeros em série (FORAN et al., 2005) e aumento da rigidez muscular passiva dos tecidos muscular e conectivo (SANGER et al., 2003; DAMIANO et al., 2002; FONSECA et al., 2004).

A hipertonia pode ser explorada na criança com PC como uma estratégia para interagir no ambiente (DAVES e BARNES, 2000). 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 restrição da amplitude de movimento, dor e contraturas que interferem, de forma negativa, na movimentação voluntária destas crianças (DAVES e BARNES, 2000; LOVE et al., 2001).

Verificou-se que, nos indivíduos diplégicos e hemiplégicos, os valores médios para a flexão obtida entre a perna menos acometida e a mais acometida foram similares, assim como na extensão/hiperextensão para os diplégicos. A extensão/hiperextensão nos hemiplégicos se mostrou aparentemente diferente.

Quanto à descrição da amplitude de movimento articular durante uma passada, os dados apontaram médias aparentemente diferentes entre os tipos de PC e entre os membros. No presente estudo as médias para amplitude de movimento articular do joelho durante uma passada foram maiores quando comparadas aos resultados encontrados por Morais Filho e colaboradores (2006).

Morais Filho e colaboradores (2006) avaliaram a influência do alongamento cirúrgico dos isquiotibiais mediais sobre o arco-total de movimentos dos joelhos quando este procedimento foi combinado com a transferência do reto femoral, em 24 pacientes com PC

espástica deambuladores comunitários sem necessidades de apoio. Os pacientes foram distribuídos em dois grupos de acordo com o local da transferência. Na amostra estudada, houve aumento significativo do arco-total de movimento dos joelhos após realização dos procedimentos cirúrgicos (Grupo A: antes 33,97° e depois 40,73°); Grupo B: antes 32° e depois 37,85°.

As médias da amplitude total do joelho dos diplégicos neste estudo foram de 40° para a perna mais acometida e 50° para a perna menos acometida. Similaridades foram apontadas apenas na média da amplitude total da perna mais acometida dos diplégicos em comparação às médias encontradas por Morais Filho et al. (2006) depois dos procedimentos cirúrgicos. Nos hemiplégicos, as médias do arco-total de movimento do joelho foram 55° para a perna acometida e 65° para a perna não acometida. As médias da amplitude do joelho na passada dos hemiplégicos ultrapassam as médias encontradas no estudo de Morais Filho et al. (2006). Essas diferenças se devem ao tônus, que na maioria dos indivíduos com PCE deste estudo variou entre tônus normal e hipertonia muito ligeira e os do estudo de Morais Filho e colaboradores (2006) apresentavam maior severidade. Sabendo-se que o arco-total de movimento dos joelhos durante o ciclo de marcha depende da extensão máxima obtida na fase de apoio e do pico de flexão na fase de balanço (MORAIS FILHO et al., 2006), pode-se afirmar que quanto maior a amplitude total de movimento do joelho, mais próximo aos padrões tidos como normais da marcha (0° a 70°) esses indivíduos estarão (PERRY, 2005).

Quanto à descrição do ângulo do joelho no HCI e TO em relação ao tipo de PC, os dados deste estudo mostram-se similares àqueles apresentados na literatura (WINTERS et al., 1987; RODDA e GRAHAM, 2001; PERRY, 2005; RADTKA et al., 2005). No presente estudo, as médias de flexão do joelho das crianças com PCED no contato inicial do pé com o solo foram similares entre os membros mais acometidos e menos acometidos tendo aproximadamente 30° de flexão ou aproximadamente 150° no ângulo relativo do joelho no amortecimento. No TO, as médias de flexão foram aparentemente diferentes entre os membros mais acometidos e menos acometidos tendo aproximadamente de 35° a 45° de flexão ou 145° e 135° no ângulo relativo do joelho no TO.

Os dados deste estudo vêm corroborar com os encontrados por Radtka e colaboradores (2005), onde as médias de flexão do joelho no (HCI) das crianças com PCED sem a utilização de órteses foram de aproximadamente 30° de flexão ou 150° no ângulo relativo do joelho no HCI em comparação aos padrões de crianças normais que atingiram a 5° de flexão ou 175° no ângulo relativo do joelho no HCI. No TO, as médias de flexão do joelho apresentadas pelas crianças com PCED sem o uso de órteses foram de aproximadamente 40°

de flexão ou 140° no ângulo relativo do joelho, enquanto que crianças normais apresentam médias próximas a 10° de flexão ou 170° no ângulo relativo do joelho na fase de propulsão (PERRY, 2005).

As médias de flexão no HCI apresentadas pelas crianças com PCEH foram aparentemente diferentes entre os membros acometidos e não acometidos tendo aproximadamente 15° e 10° de flexão respectivamente ou 165° e 170° no ângulo relativo do joelho. No TO, as médias de flexão apontaram similaridades entre os membros acometidos e não acometidos tendo como média de flexão 45° ou 135° no ângulo relativo do joelho.

Os dados de flexão na fase de amortecimento deste estudo são próximos aos padrões de crianças normais proposto por Perry (2005), sendo estas médias próximas a 5° ou 175° no ângulo relativo do joelho. Os dados de flexão na fase de propulsão (TO) foram similares aos encontrados por Winters e colaboradores (1987), sendo que a média de flexão encontrada por esses autores foi 45° ou 135° no ângulo relativo do joelho e para as crianças normais foram próximas a 10° ou 170° (PERRY, 2005).

6.2. Comparação da amplitude de movimento articular (ADM) passiva dos joelhos, amplitude do joelho durante uma passada e ângulo relativo do joelho no contato do calcanhar e na retirada do pé quanto ao tipo de paralisia cerebral e ao hemisfério.

Houve diferenças significativas nas comparações entre as variáveis angulares e o tipo de PC para extensão/hiperextensão do joelho, ângulo relativo do joelho no HCI e amplitude do joelho durante uma passada. Em relação ao hemisfério, houve diferenças entre as variáveis angulares e o hemisfério no ângulo relativo do joelho no HCI apenas para os hemiplégicos.

A significância dada na extensão/hiperextensão do joelho quanto ao tipo de PC em especial à média dos hemiplégicos, se deve às compensações funcionais e estruturais a qual o indivíduo com PCE necessita realizar para se locomover (WINTERS, et al., 1987; TREIVE et al., 1998; MARANHÃO, 2005; CAMARGOS et al., 2007; GUERZONI et al., 2008).

Indivíduos com PC apresentam encurtamento gradual da musculatura em vários grupos musculares, resultantes da espasticidade (SELBER, 1998; DAMIANO et al., 2006; CARRIERO et al., 2008). Quando a espasticidade prevalece em alguns músculos, como no músculo do quadríceps especificamente no reto femoral e nos ísquio-tibiais (WINTER, 1991; SUTHERLAND e DAVIDS, 1993; SELBER, 1998; DAMIANO et al., 2006), há flexão ou extensão/hiperextensão do joelho.

O aumento do tônus, a fraqueza muscular, os reflexos de estiramento, dentre outras características da PC, podem resultar em extensão/hiperextensão do joelho (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993; DAMIANO et al., 2006). Para compensar, algumas articulações são mais sobrecarregadas que outras, no caso dos hemiplégicos, o acometimento em um hemicorpo desencadeia a sobrecarga no hemicorpo não acometido (STYER-ACEVEDO, 2002).

A comparação entre as médias do ângulo relativo do joelho no HCI apontou diferenças para tipo de PC, revelando maior ângulo de flexão do joelho no HCI para os diplégicos e menor ângulo de flexão para os hemiplégicos. Nos diplégicos, devido à marcha agachada, o maior ângulo de flexão na fase de amortecimento acaba sendo o padrão mais comum. Crianças com PC exibem diferentes padrões de marcha caracterizados por diferentes comprometimentos no joelho (CHAMBERS, 2001). Espasticidade, anormalidades no movimento como distonia, limitações no equilíbrio e fraqueza muscular podem contribuir para esses diferentes padrões de movimento no joelho. O alinhamento do joelho é também afetado pela posição do quadril e do tornozelo durante o ciclo da marcha (CHAMBERS, 2001).

A marcha dos diplégicos é caracterizada por um caminhar lento, cambaleante, com passos miúdos (STYER-ACEVEDO, 2002) e uma marcha mais agachada diretamente relacionada às respostas espásticas nos grupos musculares do quadríceps e dos ísquio-tibiais (DAMIANO et al., 2006). Acredita-se que indivíduos com PCED não conseguem realizar a extensão completa do joelho no HCI devido à fraqueza, especificamente, no quadríceps (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993). A musculatura espástica, a fraqueza muscular e o aumento do tônus não permitem a extensão completa, obrigando-o a permanecer flexionado em intensa contração na fase de amortecimento (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993; DAMIANO et al., 2006).

No contato inicial com o solo, o pé do diplégico cai de forma aplainada (WINTER, 1991; RADTKA et al., 2005) e com flexão excessiva do joelho desde o contato inicial até a metade da fase de suporte, quando o joelho tipicamente alcança sua máxima extensão durante o ciclo da marcha (DAMIANO et al., 2006). Desta forma, a criança diplégica necessita de maior amortecimento no “toque do calcanhar” com o solo para ambas as pernas, pois ambas são acometidas, mesmo sendo em diferentes níveis. A desabilidade em estender o joelho por completo altera o acoplamento entre a extensão do joelho e a flexão plantar do tornozelo e, conseqüentemente, aumenta o esforço muscular para sustentar a postura (DAMIANO et al., 2006).

Nos hemiplégicos, o menor ângulo relativo do joelho na fase de amortecimento é decorrente da marcha com joelho rígido, característica desses indivíduos (DAMIANO, et al., 2006). Diante disso, indivíduos PCEH não conseguem realizar o amortecimento com o grau de extensão do joelho completa, mas realizam-no com menor ângulo de flexão quando comparados com os PCED. As crianças hemiplégicas possuem um membro não acometido, que compensa o movimento na realização da marcha (STYER-ACEVEDO, 2002; GUERZONI et al., 2008).

Em relação ao ângulo relativo do joelho no HCI e ao hemicorpo, as médias apontaram diferenças somente para os hemiplégicos, onde a perna não acometida possui um ângulo de flexão menor em relação à perna acometida, o que era esperado. Nos hemiplégicos, além da marcha com joelho rígido (DAMIANO et al., 2006) há assimetria entre os membros (STYER-ACEVEDO, 2002; GUERZONI et al., 2008). Desse modo, o maior ângulo de flexão do joelho no HCI para a perna acometida já era conhecido, pois o tônus muscular é aumentado, isto é, os músculos são tensos e os reflexos tendinosos são exacerbados (OLNEY et al., 1995; PETERSEN et al., 1998), principalmente devido à espasticidade nos músculos envolvidos na realização do movimento, em especial, no quadríceps e nos ísquio-tibiais (WINTER, 1991; CHAMBERS, 2001; RODDA e GRAHAM, 2001).

No entanto, o menor ângulo de flexão do joelho no HCI, para a perna não acometida, pode ser explicado pelo fato de que a perna não acometida está próxima aos padrões encontrados da marcha normal (SANTANA et al., 1994; SUTHERLAND e DAVIDS, 1993).

A comparação entre as médias da amplitude de movimento articular do joelho durante uma passada revelou diferenças entre os tipos de PC. As médias apontaram maior amplitude de movimento para os hemiplégicos, o que era esperado, pois, além das características da marcha com joelho rígido, os hemiplégicos possuem um hemicorpo acometido e o outro não acometido (STYER-ACEVEDO, 2002; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003; GUERZONI et al., 2008), possibilitando assim maior amplitude durante a realização da marcha. A perna não acometida compensa o trabalho “não realizado” da perna acometida, alcançando amplitudes de movimento do joelho próximas aos padrões normais (SANTANA et al., 1994; SUTHERLAND e DAVIDS, 1993; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003; PERRY, 2005).

Para os diplégicos, as médias apontaram menor amplitude de movimento do joelho durante uma passada, o que também era esperado, devido às características da marcha agachada (CHAMBERS, 2001; RODDA e GRAHAM, 2001; DAMIANO et al., 2006). No entanto, a perna menos acometida dos diplégicos possui amplitude semelhante à perna

acometida dos hemiplégicos. Assim, essa diferença ou semelhança se deve ao emprego da perna menos acometida do diplégico realizando função semelhante à perna não acometida dos hemiplégicos. A perna menos acometida dos diplégicos realiza a função de compensação em relação à perna mais acometida, com maior sobrecarga, da mesma forma que a não acometida dos hemiplégicos. Dessa forma, a perna menos acometida dos diplégicos é mais estimulada em relação à perna mais acometida, chegando a igualar à média da perna acometida dos hemiplégicos que, por sua vez, não é tão estimulada quanto a não acometida.

6.3 – Contribuição das variáveis angulares aos parâmetros espaciais e temporais da marcha.

O padrão da marcha de indivíduos com PCE, quando comparado com o de indivíduos normais, apresenta diminuição da velocidade do andar e menor habilidade em aumentá-la. Provavelmente, isto se deve à diminuição do comprimento da passada e ao aumento da cadência (DAMIANO e ABEL, 1998; DAMIANO et al., 2006). Os parâmetros cinemáticos (DAMIANO et al, 2006) e a velocidade angular do quadril, do joelho e do tornozelo (GRANATA et al., 2000) também são menores em crianças com PCE.

Durante cada passada, o joelho passa por quatro arcos de movimento, com flexão e extensão ocorrendo de modo alternado. O movimento normal do joelho durante a marcha representa maiores e menores graus de flexão dentro da amplitude completa de 0° a 70° (PERRY, 2005). O tipo de amplitude do movimento que ocorre no joelho varia de acordo com a patologia. Na PCE, a amplitude é diminuída, devido ao aumento do tônus e da rigidez muscular, dentre outras características da síndrome do neurônio motor superior (PERRY, 2005; WHITE, 2004).

Considerando as diferenças entre os tipos de PCE e a análise estatística realizada, as contribuições das variáveis angulares nos parâmetros espaciais e temporais da marcha serão discutidas separadamente para as crianças PCED e PCEH.

6.3.1. Contribuições das variáveis angulares nos parâmetros da marcha de crianças PCED.

Em indivíduos com PCED, para a perna menos afetada, os resultados apontaram que quanto maior a ADM passiva na flexão do joelho, maior a velocidade da passada. O mesmo comportamento aconteceu para o ângulo relativo no HCI e para amplitude de movimento articular. Não houveram correlações entre as variáveis angulares e a velocidade da passada para a perna mais afetada.

Há associação positiva entre a força do músculo da extremidade inferior e a velocidade do andar em crianças PCE (DAMIANO et al., 1995; WILEY e DAMIANO, 1998; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). Crianças deambuladoras que são mais fortes tendem a andar mais rápido e têm capacidade de aumentar a velocidade de andar (DAMIANO et al., 1995; DAMIANO e ABEL, 1998). Isso ocorre porque, durante a marcha, os músculos agem de forma concêntrica para gerar movimento excêntrico (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). Portanto, a fraqueza pode resultar tanto na incapacidade de gerar forças para mover o corpo à frente, quanto em movimentos livres que resultam na ausência de controle.

Como característica da marcha agachada, o indivíduo com PCED apresenta um caminhar lento, cambaleante, com passos miúdos (STYER-ACEVEDO, 2002). Os diplégicos possuem acometimentos em ambas as pernas, mas a perna menos acometida necessita compensar a outra perna (BOBATH e BOBATH, 1989). As correlações mostram esse comportamento. Quando há aumento na flexão na perna menos acometida, a passada é realizada com maior velocidade para que, além de sustentar o peso do corpo e equilibrá-lo, estabilizar o centro de massa.

As correlações também apontaram, para ambas as pernas, que quanto maior a extensão/hiperextensão do joelho durante a marcha, maior a cadência e menor a duração da passada. Entretanto, a perna mais acometida apontou diminuição na largura do passo. Quanto mais extensão/hiperextensão as pernas conseguem obter durante a passada, mais passos por minuto conseguem realizar, diminuindo a duração da passada e a largura do passo. Deste modo, a perna mais acometida acompanha o ritmo ditado pela perna menos acometida. Ambas as pernas são acometidas e precisam ser rápidas o suficiente durante a marcha para que uma perna possa “ajudar” no trabalho da outra e, também, porque há a necessidade de a todo o momento resgatar o centro de gravidade que está em deslocamento (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993).

Quando há aumento no ângulo relativo do joelho no HCI, os resultados das correlações apontaram aumento no comprimento da passada para ambas as pernas. Além disso, para a perna mais acometida, ocorreu diminuição na cadência e aumento na duração da passada. Esses resultados podem ser explicados pelos diferentes níveis de acometimento em ambas as pernas e também devido à marcha agachada (SUTHERLAND e DAVIDS, 1993; DAMIANO et al., 2006). A marcha acaba sendo realizada com flexão excessiva do joelho desde o contato inicial até a metade da fase de suporte, quando o joelho tipicamente alcança sua máxima extensão durante o ciclo da marcha (DAMIANO et al., 2006). Esses acometimentos resultam em uma maior flexão no amortecimento do toque do “calcanhar” com o solo, maior comprimento da passada para ambas as pernas. Ainda, para a perna mais acometida, há a necessidade de diminuir a cadência e aumentar a duração da passada, pois essa é a estratégia adotada para suportar o peso do corpo, obrigando a perna menos acometida a aumentar a velocidade da passada para chegar rapidamente ao solo e estabilizar o centro de massa. O ângulo relativo aumentado do joelho da perna mais acometida no TO contribui para aumentar o comprimento da passada.

6.3.2. Contribuições das variáveis angulares nos parâmetros da marcha de crianças PCEH.

Para os indivíduos PCEH, quanto ao membro acometido, indivíduos com maior flexão do joelho apresentam maior cadência, menor duração da passada e maior velocidade da passada. Para o membro não acometido, quanto maior a flexão, maior o comprimento da passada e maior a velocidade da passada. Esses resultados são explicados pela assimetria que é característica da marcha do indivíduo com hemiplegia espástica, sendo que a maior parte do peso corporal é sustentada pelo membro não acometido e a mudança de peso para o lado acometido é breve e incompleta, pois o indivíduo aumenta a velocidade para facilitar o equilíbrio (STYER-ACEVEDO, 2002). Os membros do lado acometido são retraídos ou rodados posteriormente quando comparados com o ombro e com a pelve no lado contralateral, além de apresentarem maior fraqueza muscular.

Outros fatores, incluindo recrutamento deficiente das unidades motoras, denominada hipereflexia, podem produzir anormalidades no andar. A hipereflexia é um comprometimento neuromuscular primário que afeta o número, o tipo e a frequência de disparos dos motoneurônios essenciais para produção de força durante o andar. Assim como a espasticidade, a hipereflexia afeta os componentes neurais e não neurais da produção de força.

Os seus componentes neurais resultam em recrutamento supra-espinhal insuficiente dos moto-neurônios de músculos específicos da perna, seja durante determinadas partes do ciclo do andar, seja durante todo o ciclo. As contribuições não neurais da hipereflexia refletem mudanças secundárias nas fibras musculares propriamente ditas, que afetam a capacidade do paciente em produzir tensão (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Assim, quando há aumento na flexão, a perna acometida necessita realizar mais passos por minuto, em uma velocidade maior e tendo a duração da passada diminuída. Quando muito flexionada desencadeia em desestabilização do centro de massa e, conseqüentemente, do corpo como um todo. Então, essa perna precisa realizar uma passada com maior velocidade, maior cadência e menor duração para que a perna não acometida devolva ao corpo a estabilidade, principalmente a do centro de massa (WINTERS, et al., 1987; SUTHERLAND e DAVIDS, 1993).

A perna não acometida, com mencionado anteriormente, realiza a função de compensação durante a marcha. Quando há o aumento da flexão, a passada é realizada com maior comprimento e em maior velocidade para compensar o trabalho “não” realizado pela perna acometida e re-estabilizar o equilíbrio do corpo e do centro de massa (WINTERS et al., 1987; CHAMBERS, 2001; RODDA e GRAHAM, 2001).

Indivíduos hemiplégicos com maiores valores de extensão/hiperextensão do joelho da perna acometida apresentam aumento na largura do passo e na duração da passada e diminuição na cadência e na velocidade. Quando a perna não acometida é considerada, maiores valores de extensão/hiperextensão do joelho contribuem para o aumento na cadência e na velocidade da passada e diminuição na duração da passada.

Esses resultados já eram esperados, visto que, os hemiplégicos possuem a marcha com joelho rígido (WINTERS, et al., 1987; SUTHERLAND e DAVIDS, 1993; CHAMBERS, 2001; RODDA e GRAHAM, 2001; DAMIANO et al., 2006). Na perna acometida, quando há aumento na extensão/hiperextensão, e a perna fica mais estendida e, portanto, há necessidade de aumentar a largura no passo. Conseqüentemente, o número de passos por minuto e a velocidade são menores e a duração na passada é maior, pois consegue suportar o peso corporal.

Como a perna acometida consegue suportar o peso corporal de forma eficiente, a perna não acometida que apresenta maiores valores para extensão/hiperextensão realiza a marcha com maior cadência, menor duração da passada e em maior velocidade, visto que, esta perna se encontra próxima aos padrões normais da marcha (WINTERS, 1987; WINTER, 1991; SUTHERLAND e DAVIDS, 1993; PERRY, 2005).

A rigidez na extensão/hiperextensão e maior mobilidade na flexão podem variar nos membros inferiores, assim como a amplitude dos passos tornando a marcha falha (STYER-ACEVEDO, 2002; GUERZONI et al., 2008). A marcha com joelho rígido limita a excursão total do joelho durante o pico da flexão na fase de balanço. A elevação do quadril e a produção de força no momento da retirada do pé são as implicações funcionais que podem alterar a suavização e a estabilidade do padrão da marcha. A etiologia deste padrão de marcha ainda não está completamente entendida (DAMIANO et al., 2006).

No entanto, o aumento no ângulo relativo do joelho da perna acometida no HCI contribui para a diminuição na largura do passo e na duração da passada e para o aumento da cadência. Com o aumento no ângulo da flexão na fase de amortecimento a perna acometida não consegue estender suficientemente para realizar o toque do calcanhar com o solo, por isso a diminuição na largura do passo é inevitável e, conseqüentemente, há diminuição na duração da passada e aumento na cadência. O mesmo ocorre em relação ao ângulo relativo do joelho no TO. Na fase de propulsão, os indivíduos com valores maiores para os ângulos relativos dos joelhos de ambas as pernas conseguem aumentar a cadência e diminuir a duração da passada para facilitar o equilíbrio corporal (STYER-ACEVEDO, 2002; GUERZONI et al., 2008).

Os resultados deste estudo confirmam que crianças com PCE apresentam desordens motoras de natureza multifatorial, onde diversos fatores interagem, produzindo limitações na marcha destas crianças. Através dos dados revelados pela Escala Modificada de Ashworth, foi observado que as limitações do tônus foram mínimas, mas que, mesmo assim, interferiram no padrão de marcha dessas crianças. Por conta disso, estratégias de compensação que permitiram a realização da marcha com eficiência foram reveladas e/ou confirmadas. Entretanto, estratégias diferentes foram empregadas de acordo com o tipo de PCE. Assim, na maioria dos casos, são observadas adaptações locomotoras essenciais para a independência funcional desses indivíduos (DAMIANO et al., 2006; ABEL e DAMIANO, 1996).

7. CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo permitem concluir que crianças com PCE utilizam de estratégias de compensação para se locomover, sendo que a articulação do joelho possui importante função nessas estratégias, em especial, nas fases de amortecimento e propulsão.

Constatou-se que há carência de estudos que comparem os testes de ADM passiva, em especial na articulação do joelho com as variáveis espaciais e temporais da marcha de indivíduos PCE. Os resultados deste estudo mostraram a importância desses conhecimentos, em especial, para entender as estratégias de compensação de crianças PCED e PCEH durante a realização da marcha. O entendimento dessas estratégias é importante no auxílio dos profissionais da área da saúde no desenvolvimento e/ou aperfeiçoamento de métodos de reabilitação e nas decisões dos procedimentos cirúrgicos a serem empregados.

8. REFERÊNCIAS

- ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement**. Champaign: Human Kinetics, 1995. 384p.
- ALVAREZ, B.; PAVAN, A. L. Alturas e comprimentos. In. PETROSKI, E. L. (Ed.) **Antropometria: técnicas e padronizações**. Porto Alegre: Palotti, p. 29-52, 1999.
- ARNOLD, A. S.; LIU, M. Q.; SCHWARTZ, M. H.; ÖUNPUU, S.; DELP, S. L. The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in evaluation and treatment of crouch gait. **Gait and Posture**, Oxford, v. 23, p. 273-281, 2006.
- BATISTA, L. H.; CAMARGO, P. R.; AIELLO, G. V.; OISHI, J.; SALVINI, T. F. Avaliação da amplitude articular do joelho: correlação entre as medidas realizadas com o goniômetro universal e no dinamômetro isocinético. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 10, n. 2, 193-198, 2006.
- BLANC, Y. A criança, a aquisição da marcha. In: VIEL, E. (Org.). **Marcha humana, a corrida e o salto**. Biomecânica, investigações, normas e disfunções. Barueri: Manole. P. 191-200, 2001.
- BOBATH, K.; BOBATH, B. **O desenvolvimento motor nos diferentes tipos de paralisia cerebral**. Barueri: Manole, 1989.
- BOHANNON, R.W.; SMITH, M.B. Interrater reliability of modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical Therapy**, Alexandria, v.67, p.206-207, 1987.
- BROOKS, V. B. **The neuronal basis of motor control**. New York: Oxford University Press, 1986.
- BRIL, B.; BRENIÈRE, Y. Timing invariances in toddlers' gait. In. J. FAGARD and P. H. WOLFF (Org.). **The development of timing control and temporal organization in coordinated action**. Amsterdam: Elsevier Science Publishers B.V., p. 231-244, 1991.
- CAMARGOS, A. C. R.; FONTES, L. B. F.; GONTIJO, E. G. ARAÚJO, F. M. COTA, K. Fisioterapia associada à toxina butolínica na diplegia espástica: um relato de caso. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 20, n.3, p.17-24, 2007.
- CARRIERO, A.; ZAVATSKY, A.; STEBBINS, J.; THEOLOGIS, T.; SHEFELBINE, S. J. Determination of gait patterns in children with spastic diplegic cerebral palsy using principal components. **Gait and Posture**, Oxford, v.10, n.1016, p.1-5, 2008.

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.

CHUNG, T. M. Avaliação cinética e cinemática da marcha de adultos do sexo masculino **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 7, n.2, p. 61-67, 2000.

DABNEY, K. W.; LIPTON, G. E.; MILLER, F. Cerebral Palsy. **Current Opinion in Pediatrics**. v.9, p.81-88, 1997.

DANGELO, J. G., **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. São Paulo: Atheneu, 1997.

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

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

DAMIANO, D. L.; DODD, K.; TAYLOR, N. F. Should we be testing and training muscle strength in cerebral palsy? **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v. 44, p. 68-72. 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 and Posture**, Oxford, v. 23, p.1-8, 2006.

DAVES, E.C.; BARNES, M.P. Botulinum Toxin and Spasticity. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, London, v.69, p.143-49, 2000.

DeGROOT, J. **Neuroanatomia**. 21. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994.

DEVINSKY, O.; FELDMANN, E.; WEINREB, H. J.; WILTERDINK, J. L. **Manual do Residente em Neurologia**. Rio de Janeiro: Revinter, p. 77-81, 2001.

FLETT, P. J. Rehabilitation of spasticity and related problems in childhood cerebral palsy. **Journal of Paediatrics Child Health**, Melbourne, v.39, n.1, p.6-14, 2003.

FONSECA, S.T. Dynamic resources used in ambulation by children with spastic hemiplegic cerebral palsy: relationship kinematics, energetics, and asymmetries. **Physical Therapy**, Alexandria, v.84, p.344-581, 2004.

FORAN, J.R.H.; STEINMAN, S.; BARASH, I.; CHAMBERS, H.; LIEBER, R.L. Structural and mechanical alterations in spastic skeletal muscle. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v.47, p.713-17, 2005.

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

GRANATA, K.P.; IKEDA, A.J.; ABEL, M.F. Electromechanical delay and reflex response in spastic cerebral palsy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v.81, n.7, p.888-894, 2000.

GREVE, J. M. D'ANDREA. A marcha normal humana. In: GREVE, J. M. A. D'ANDREA; AMATUZZI, M. M. **Medicina de reabilitação aplicada à ortopedia e traumatologia**. São Paulo: Roca, p. 397-406, 1999.

GOLDBERG, S. R.; OUNPUU, S.; DELP, S. L. The importance of swing-phase initial conditions in stiff-knee gait. **Journal of Biomechanics**, New York, v.36, p.1111-1116, 2003.

GOLDSTEIN, M.; HARPER, D. C. Management of cerebral palsy: equines gait. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v. 43, p.563-569, 2001.

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

GUERZONI, V. P. D.; BARBOSA, A. P.; BORGES, A. C. C.; CHAGAS, P. S. C.; GONTIJO, A. P. B.; ETEROVICK, F.; MANCINI, M. C. Análise das intervenções de terapia ocupacional no desempenho das atividades de vida diária em crianças com paralisia cerebral: uma revisão sistemática da literatura. **Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil**. Recife, v. 8, n. 1, p.17-25, 2008.

GUYTON, A. C. **Tratado de Fisiologia Médica**. 8ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.

JOHNSON, D. C.; DAMIANO, D. L.; ABEL, M. F. The evolution of gait in childhood and adolescent cerebral palsy. **Journal of Pediatrics Orthopaedic**, New York, v.17, p.392-396, 1997.

JUNQUEIRA, R.T.; RIBEIRO, A. M. B.; SCIANNI, A. A. Efeitos do fortalecimento muscular e sua relação com a atividade funcional e a espasticidade em indivíduos hemiparéticos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, Rio de Janeiro, v.8, n.3, p.247-252, 2004.

KANDELL, E.R. As células nervosas e o comportamento. In: KANDELL, E.R., SCHWARTZ, J.H., JESSELL, T.M. (Eds.) **Princípios de Neurociência**. 4 ed. Barueri, Manole, p.19-35, 2003.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular: Membro inferior**. 5. ed. São Paulo: Maloine, v. 2, 2000, 280 p.

KILGOUR, G.; MCNAIR, P.; STOTT, N. S. Intrarater reliability of lower limb sagittal range of motion measures in children with spastic diplegia. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v.45, p.391-399, 2003.

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

KOMAN, L. A.; BRASHEAR, A.; ROSENFELD, S.; CHAMBERS, H.; RUSSMAN, B.; RANG, M.; ROOT, L.; FERRARI, E.; PROUS, J. G. Y.; SMITH, B.; TURKEL, C.; WALCOTT, J. M.; MOLLOY, P. T. Botulinum Toxin Type A Neuromuscular Blockade in the Treatment of Equinus Foot Deformity in Cerebral Palsy: A Multicenter, Open-Label Clinical Trial. **Pediatrics**, New York, v.108, n.5, p.1062-1071, 2001.

LEARDINI, A.; SAWACHA, Z.; PAOLINI, G.; INGROSSO, S.; NATIVO, R.; BENEDETTI, M. G. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. **Gait and Posture**, Oxford, v. 26, p.560-571, 2007.

LEHMANN, J. F.; LATEUR, B. J.; Análise da Marcha: Diagnóstico e Tratamento. In: KOTTKE, F. J.; LEHMANN, J. F. **Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen**. 4. ed. São Paulo: Manole. p.107-123, 1994.

LEHMKUHL, L.D., SMITH, L.K. **Cinesiologia Clínica**. 4. ed. São Paulo: Manole, 1989.

LOVE, S.C. et al. The effect of botulinum toxin type A on the functional ability of the child with spastic hemiplegia a randomized controlled trial. **European Journal of Neurology**, Perth, v.8, s.5, p.50-58, 2001.

MACHADO, A. **Neuroanatomia Funcional**. 2. Ed. Rio de Janeiro: Ed. Atheneu, 2002.

MANCINI, M. C.; FIÚZA, P. M.; REBELO, J. M.; MAGALHÃES, L. C.; COELHO, Z. A. C.; PAIXÃO, M. L.; GONTIJO, A. P. B.; FONSECA, S. T. Comparação do desempenho de atividades funcionais em crianças com desenvolvimento normal e crianças com paralisia cerebral. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, São Paulo, v. 60, n. 2-B, p.446-452, 2002.

MARANHÃO, M. V. M. Anestesia e Paralisia Cerebral. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, Rio de Janeiro, v. 55, n. 6, p.680-702, 2005.

MORAIS FILHO, M. C.; BINHA, A. M. P.; NOVO, N. P. Efeitos da transferência do reto femoral e do alongamento dos ísquiotibiais sobre a marcha de pacientes com paralisia cerebral. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 7, n. 41, p. 241–244, 2006.

MUTLU, A.; LIVANELIOGLU, A.; GUNEL, M. K. Reliability of Ashworth and Modified Ashworth Scales in children with cerebral palsy. **BMC Musculoskeletal Disorders**, Michigan, v. 9, n. 44, p. 1 – 8, 2008.

NORKIN, C. **Análise da Marcha**. In: O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. 4. ed. São Paulo, Manole, p.257-307, 2004.

OLNEY, S. J.; WRIGHT, M. J. Cerebral palsy. In Campbell, S.K. (ed). **Physical therapy for children**. Philadelphia: Saunders, p. 489-524, 1995.

PALMER, M. L.; EPLER, M. E. **Fundamentos das técnicas de avaliação musculoesquelética**. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000, 327p.

PERRY, J. **Análise de marcha: marcha normal**. v.1. Barueri: Manole, 2005. 191p.

PETERSEN, M.C.; KUBE, D.A.; PALMER, F.B. Classification of developmental delays. **Seminars Pediatric Neurology**, Philadelphia, v. 5, p. 2-14, 1998.

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

PIRPIRIS, M.; GRAHAM, H. K. Uptime in children with cerebral palsy. **Journal of Pediatrics Orthopedics**, New York, v.24, p.521-528, 2004.

PIRIYAPRASARTH, P.; MORRIS, M. E. Psychometric Properties of Measurement Tools For Quantifying Knee Joint. **The Knee**, Melbourne, v.14, p.2-8, 2007.

QUAGLIATO, E. M. A. B. Toxina botulínica A no tratamento da espasticidade. In: SOUZA, A. M. C. e FERRARETTO, I (Org). **Paralisia Cerebral: Aspectos Práticos**. 2 ed. São Paulo: Memnon. p. 46 – 60, 1998.

RADTKA, S. A.; SKINNER, S. R.; JOHANSON, M. E. A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy. **Gait and Posture**, Oxford, v. 21, p. 303-310, 2005.

REISTETTER, I. C. B. Spasticity: the misunderstood part of upper motor neuron syndrome. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, Baltimore, v.83, n.10, p.S3-S9, 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**, cidade, v.5, n.8, p.98-108, 2001.

SANGER, T. D.; DELGADO, M. R.; GAEBLER-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.

SANTANA, D. C.; TEIXEIRA, E. M.; S. FILHO, J. Instabilidade anterior do joelho radiologia e tratamento **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v.29, n. 5, 1994.

SCHWARTZMAN, J. S. Paralisia cerebral. **Arquivos Brasileiros de Paralisia Cerebral**, São Paulo, v.1, n.1, p.4-17, 2004.

SELBER, P.R.P. Análise de marcha na paralisia cerebral. In: SOUZA, A. M. C. e FERRARETTO, I. (Org.). **Paralisia cerebral: aspectos práticos**. São Paulo: Memnon, p.61-80, 1998.

SHORTLAND, A.P. Architecture of medial gastrocnemius in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v. 44, p.158-63, 2002.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Restrições do controle motor: Um resumo geral dos comprometimentos neurológicos. Controle Motor: teoria e aplicações práticas**. 2. ed. Brasileira. São Paulo, Brasil: Manole. p.119-151, 2003

SOUZA, Â. M. C. Paralisia Cerebral: prognóstico funcional. In: SOUZA, Â. M. C. e FERRARETTO, I (Org). **Paralisia Cerebral: Aspectos Práticos**. 2 ed. São Paulo: Memnon. p.39 – 46, 1998.

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

STANLEY, F.; BLAIR, E.; ALBERMAN, E. Cerebral Palsies: epidemiology and causal pathways. **Clinics in Developmental Medicine**, London, n.151, p.19, 2000.

STOELTING, R.; DIERDORF, S. F. Diseases common to the pediatric patient. In: Stoelting, R.; Dierdorf, S.F. (Eds) **Anesthesia and Co-Existing Disease**, 3 ed. New York: Churchill Livingstone, 1993.

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.

STYER-ACEVEDO, J. Fisioterapia para crianças com paralisia cerebral. In: TECKLIN, J. S. **Fisioterapia Pediátrica**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, p.98–140, 2002.

TREIVE, H. A. G.; ZONTA, M.; KUMAGAI, Y. Tratamento da espasticidade: uma atualização. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, São Paulo, v. 56, n. 4, p.852-858, 1998.

UBHI, T.; BHAKTA, B. B.; IVES, H. L.; ALLGAR, V.; ROUSSOUNIS, S. H. Randomized double blind placebo controlled trial of the effect of botulinum toxin on walking in cerebral palsy. **Archives of Disease in Childhood**, London, v. 83, n.6, p. 481-487, 2000.

VAZ, DV. **Alterações musculares em crianças com paralisia cerebral e sua relação com a função manual**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Belo Horizonte, 2004.

VEIROS, I.; MARTINS, L.; MARTINS, F. O baclofeno intratecal no tratamento da espasticidade. **Acta Medica Portuguesa**, Lisboa, v.19, p.217-224, 2006.

VIEL, E.; ASECIO, G.; BLANC, Y.; CASILLAS, J.; ESNAULT, M.; LAASSEL, E.; MESURE, S.; PÉLISSIER, J.; PENNECOT, G.F.; PLAS, F.; TARDIEU, C. **A marcha humana, a corrida e o salto – Biomecânica, informações, normas e disfunções**. 1ª edição Barueri: Manole, 2001.

WILEY, M.E.; DAMIANO, D.L. Lower-extremity strength profiles in spastic cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v.40, p.100-107, 1998.

WINTER, D.A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2. ed. Waterloo, Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1991.

WINTERS, T. F.; GAGE, J. R.; HICKS, R. Gait in spastic hemiplegia in children and young adults. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v. 69A, n. 3, p. 437 – 441, 1987.

WHITE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. In: O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. 4. ed. São Paulo: Manole, p.101-130, 2004.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **International classification of function and disability**. Geneva: WHO, 1999.

9. ANEXO

9.1. ANEXO 1. COMITÊ DE ÉTICA



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Rio Claro



Rio Claro, 29 de maio de 2008.

Ofício CEP 109/2008

Prezada Senhora,

Informamos que em reunião realizada em **27.05.2008**, o Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro (CEP-IB-UNESP), aprovou o projeto de pesquisa intitulado **"Amplitude de movimento articular em crianças com paralisia cerebral espástica"**, sob sua responsabilidade, protocolo **2020**, datado de **24/03/2008**, tendo como orientanda Rosângela Alice Batistela.

Atenciosamente,

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

UNESP - IB - RIO CLARO - 20/MAI/2008 - 16:48 - 00003592

Ilma. Sra.

Profa. Dra. LILIAN TERESA BUCKEN GOBBI

DD. Docente do Departamento de Educação Física – I.B.
UNESP - CRC

10. APÊNDICES

10.1. APÊNDICE 1. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Conselho Nacional de Saúde, Resolução 196/96)

Prezado(a) Sr(a):

Eu Rosangela Alice Batistela, RG: 40.542.224-6 e CPF: 314.312.128-90, aluna do curso de Bacharelado em Educação Física da UNESP, venho através deste convidar vosso(a) filho(a) a participar do meu estudo: “Amplitude de Movimento Articular em Crianças com Paralisia Cerebral Espástica” que será o meu Trabalho de Conclusão de Curso sob orientação da Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi e Co-Orientação da Profa. Msda. Ana Francisca Rozin Kleiner. Este estudo irá verificar quanto que o joelho de seu filho(a) estende e dobra na posição sentada e durante o andar.

É muito importante estudar a forma como a criança com paralisia cerebral anda no ambiente e como a rigidez nas pernas interfere nisso. Ou seja, seu filho(a) participará de 3 tarefas, as quais avaliarão:

- a) “A rigidez das pernas” - uma fisioterapeuta irá avaliar a rigidez da perna do seu(a) filho(a) utilizando uma escala, com 4 itens, que classificará de acordo com o nível dessa rigidez;
- b) “A amplitude de movimento articular passiva do joelho” – uma fisioterapeuta irá avaliar quanto que o joelho dele(a) se estende e dobra na posição sentada.
- c) “Caminhar” – A tarefa a ser realizada é muito simples, a criança deverá percorrer uma passarela de 8m de comprimento.

A última tarefa será filmada, e, para isto, será necessário que o participante vista roupas de banho, para que possamos fixar alguns marcadores no corpo do seu filho(a). Isto servirá para medir com maior precisão quanto que o joelho dele(a) se estende e dobra durante o andar. A participação de seu filho 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 filho(a). Apesar de estas 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 seu(a) filho(a) para evitar 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. S^a e seu filho devem clarificar qualquer dúvida a respeito do estudo, pois teremos obrigação em respondê-las. A participação de seu(a) filho(a) é totalmente opcional e terá plena liberdade para recusar a participação nesse estudo ou abandoná-lo a qualquer momento sem nenhum prejuízo pessoal ou financeiro.

Para um maior controle deste estudo, seu filho(a) receberá um número, o qual será sua identificação, evitando assim que o nome dele(a) seja revelado 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. V. S^a terá o direito de saber os resultados da pesquisa realizada com seu(a) filho(a).

Após ter sido, devidamente, informado (a) sobre a pesquisa e aceito que seu filho(a) participe desse estudo, V. S^a assinará este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, elaborado em duas vias, sendo que uma via ficará em seu poder e outra com a pesquisadora.

_____ de _____ de 2008.

Nome: _____
 Documento de Identidade no. _____ Sexo: _____
 Data de Nascimento: ____/____/____
 Endereço: _____
 Bairro: _____ Cidade: _____
 CEP: _____ Fone: (____) _____

Assinatura do responsável

Aluna:
 Rosangela Alice Batistela _____
 Fone: (19) 9663-7475
 Email: Rosangela_batistela@yahoo.com.br

Orientadora Geral de Pesquisa:
 Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi _____
 Laboratório de Estudos da Postura e Locomoção (LEPLO)
 Endereço: Av. 24-A, 1515, Bela Vista, CEP:13.506-900
 Fone: (19) 3526-4320 Fax: (19) 3526-4321.
 Email: ltb gobbi@rc.unesp.br

10.2. APÊNDICE 2. FICHA DE COLETA DE DADOS ANTROPOMÉTRICOS

FICHA DE COLETA DE DADOS ANTROPOMÉTRICOS

Título do Estudo: **AMPLITUDE DE MOVIMENTO ARTICULAR EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL ESPÁSTICA.**

Conduzido por: Rosangela Alice Batistela, Profa. Ana Francisca Rozin Kleiner, Patrícia M. Saraiva, Thiago Guido Ayres e Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi.

CÓDIGO PARTICIPANTE: _____

DATA DA COLETA: ____ / ____ / ____

COLETA NÚMERO: _____

1 – DADOS:

DATA DE NASCIMENTO: ____ / ____ / ____ IDADE ANOS: _____

TIPO DE PCE: _____

2 - MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS:

ESTATURA: _____ cm MASSA CORPORAL: _____ kg

COMPRIMENTO COXA:	_____ cm (DIREITA)	_____ cm (ESQUERDA)
COMPRIMENTO PERNA:	_____ cm (DIREITA)	_____ cm (ESQUERDA)
ALT. DO TORNOZELO:	_____ cm (DIREITA)	_____ cm (ESQUERDA)
COMPRIMENTO PÉ:	_____ cm (DIREITA)	_____ cm (ESQUERDA)
LARGURA PÉ:	_____ cm (DIREITA)	_____ cm (ESQUERDA)

4 – OBSERVAÇÕES:

--

DADOS CINEMÁTICA

TENTATIVAS	OBSERVAÇÕES
1	
2	
3	
4	
5	
6	

10.3. APÊNDICE 3. FICHA DE COLETA DE TÔNUS MUSCULAR (ESCALA DE ASHWORTH)

**FICHA DE COLETA DE TONUS MUSCULAR
ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH (BOHANNON e SMITH, 1987)**

Nível	Descrição
0	Tônus normal
1	Hipertonia muito ligeira (mínima resistência no fim do movimento)
1+	Hipertonia muito ligeira (mínima resistência durante todo o movimento)
2	Hipertonia ligeira durante a maior parte do movimento (mas a mobilização é efetuada com facilidade).
3	Hipertonia moderada (o movimento passivo é difícil)
4	Hipertonia grave (o movimento passivo é impossível)

CLASSIFICAÇÃO POR ARTICULAÇÃO:

- Articulação Joelho:

Movimento	Direito	Esquerdo
Flexão		
Extensão		
OBS:		

10.4. APÊNDICE 4. FICHA DE AMPLITUDE DE MOVIMENTO ARTICULAR

Código _____

Data _____

	Joelho	Graus
Direito	1. Flexão (0 ° - 130°)	
Direito	2. Extensão/Hiperextensão (130° - 0 °)	
Esquerdo	1. Flexão (0 ° - 130°)	
Esquerdo	2. Extensão/Hiperextensão (130° - 0 °)	

Observações: _____

Assinatura do responsável pela avaliação

10.5. APÊNDICE 5. GRÁFICOS DE CORRELAÇÃO DOS DIPLÉGICOS PERNA MAIS ACOMETIDA.

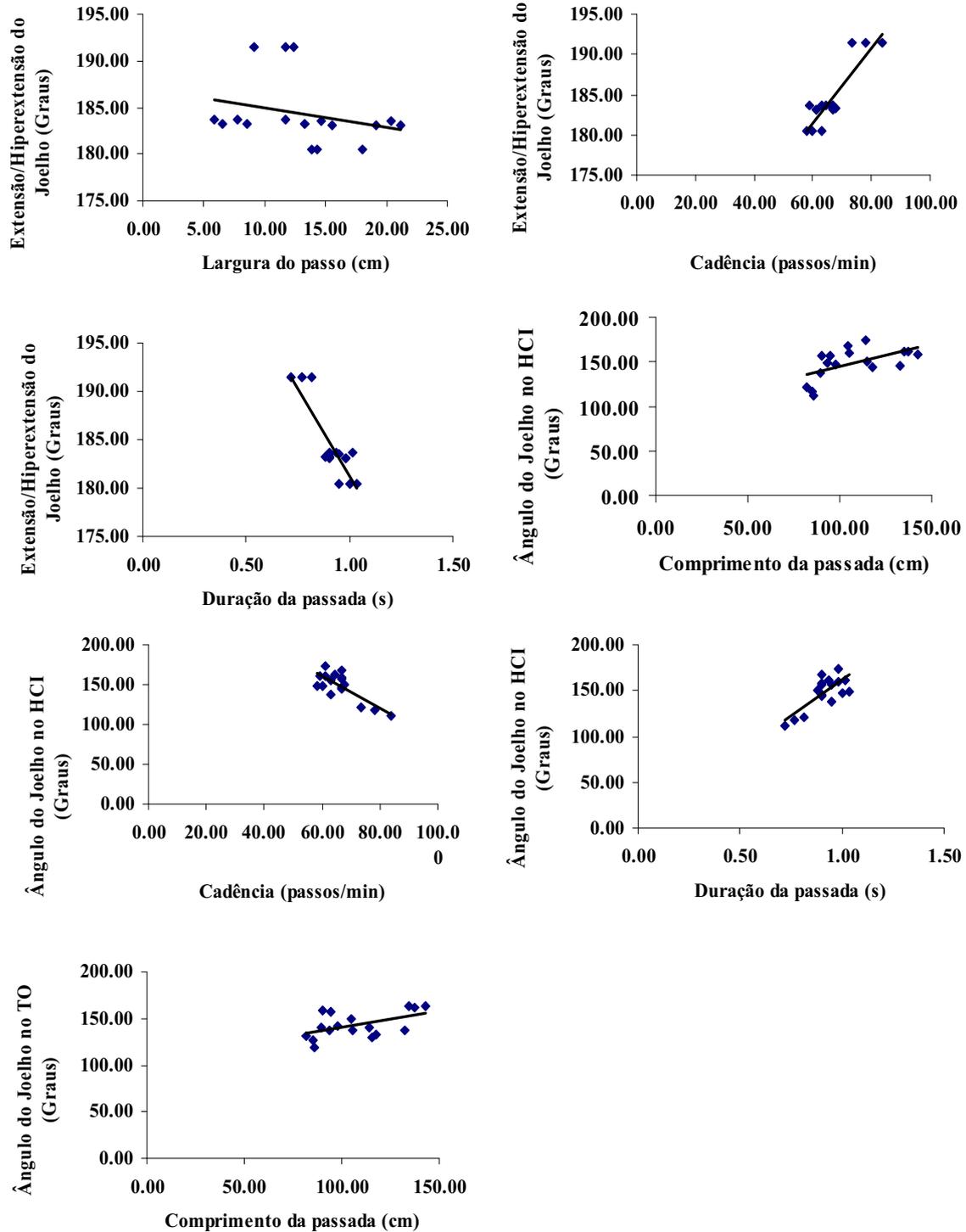


Figura do Apêndice 5. Correlações dos diplégicos para a perna mais acometida.

10.6. APÊNDICE 6. GRÁFICOS DE CORRELAÇÃO DOS DIPLÉGICOS PERNA MENOS ACOMETIDA.

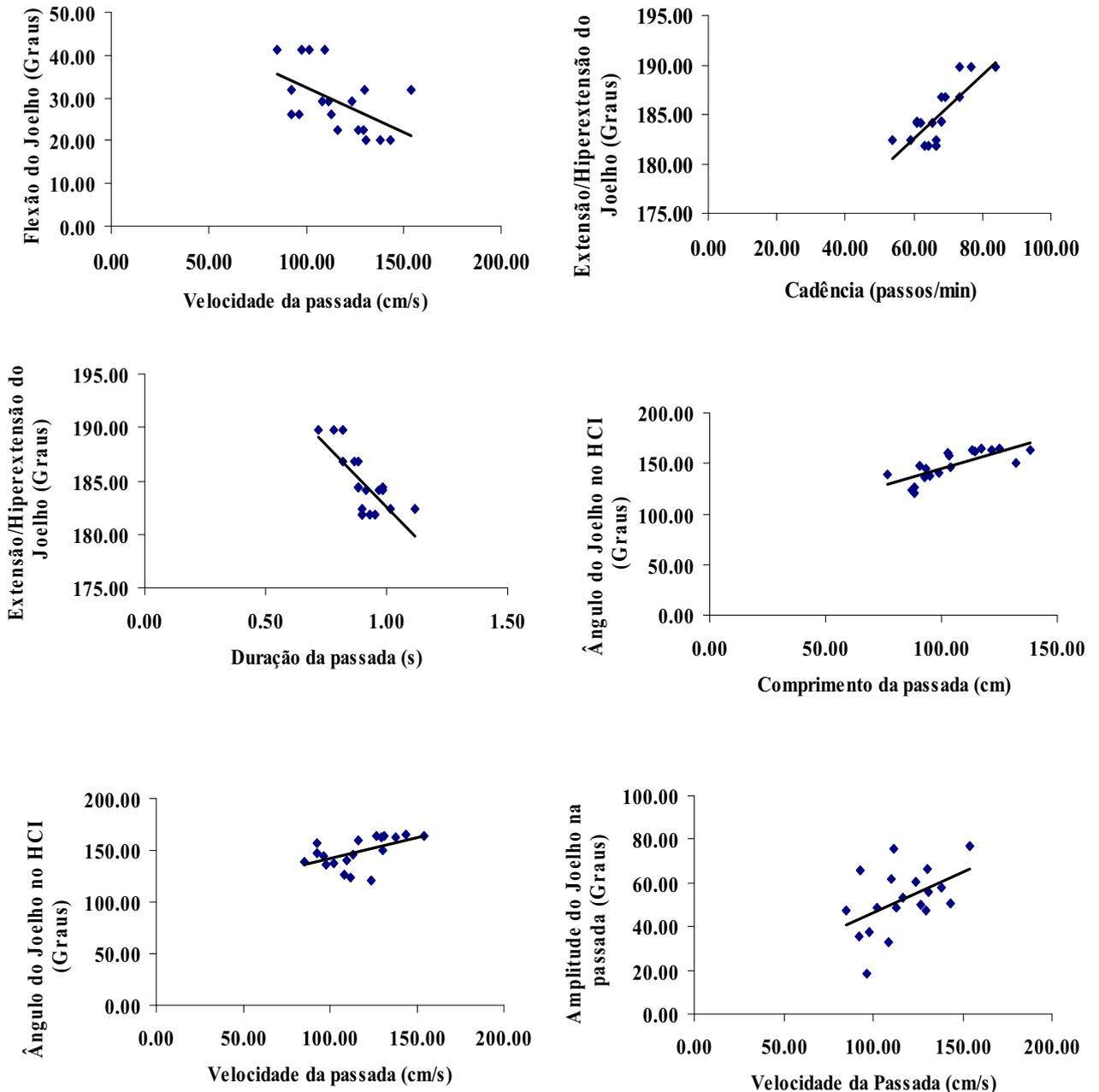


Figura do Apêndice 6. Correlações dos diplégicos para a perna menos acometida.

10.7. APÊNDICE 7. GRÁFICOS DE CORRELAÇÃO DOS HEMIPLÉGICOS PERNA ACOMETIDA.

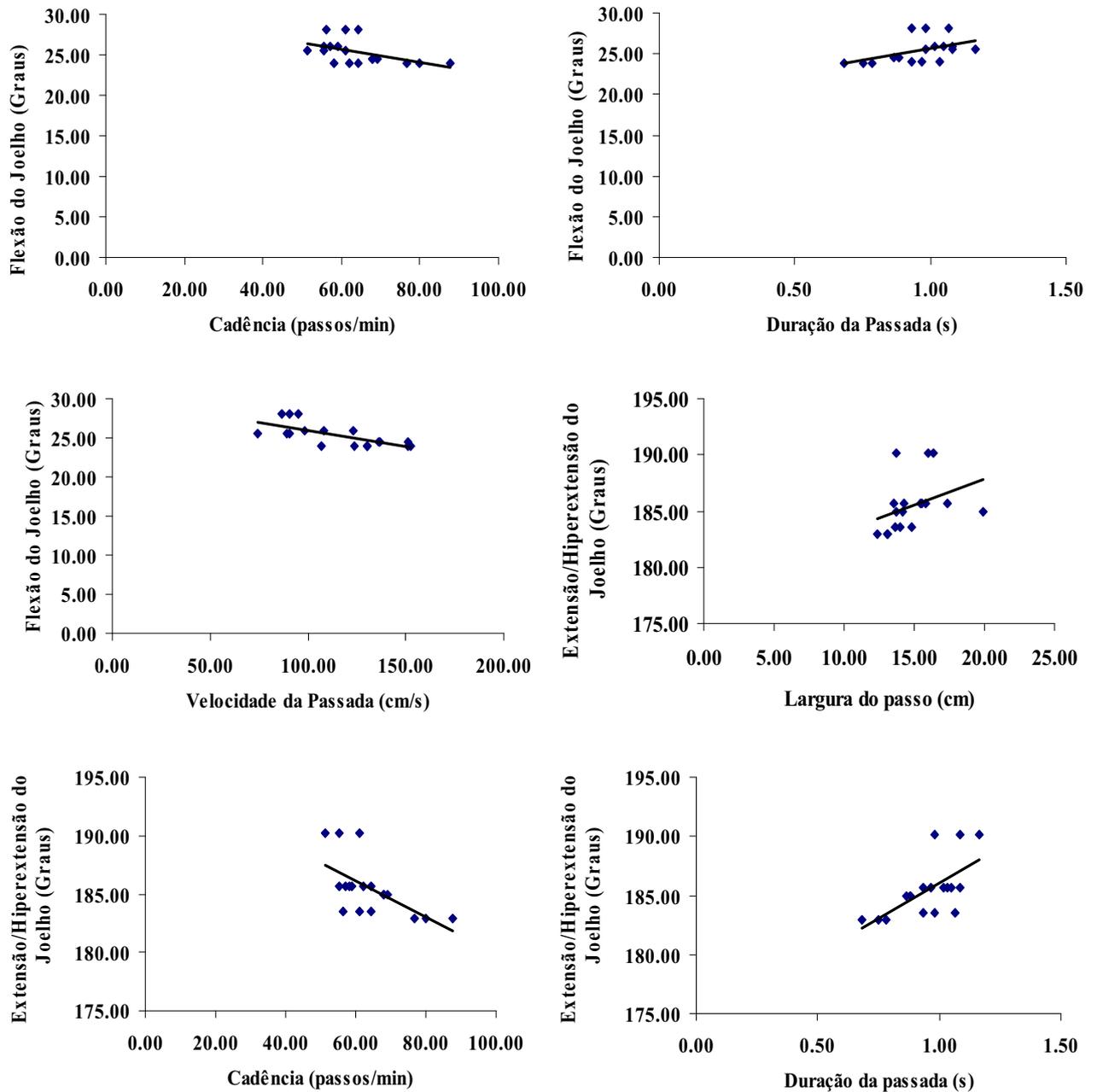


Figura do Apêndice 7. Correlações dos hemiplégicos para a perna acometida.

10.8. APÊNDICE 7.1. GRÁFICOS DE CORRELAÇÃO DOS HEMIPLÉGICOS PERNA ACOMETIDA.

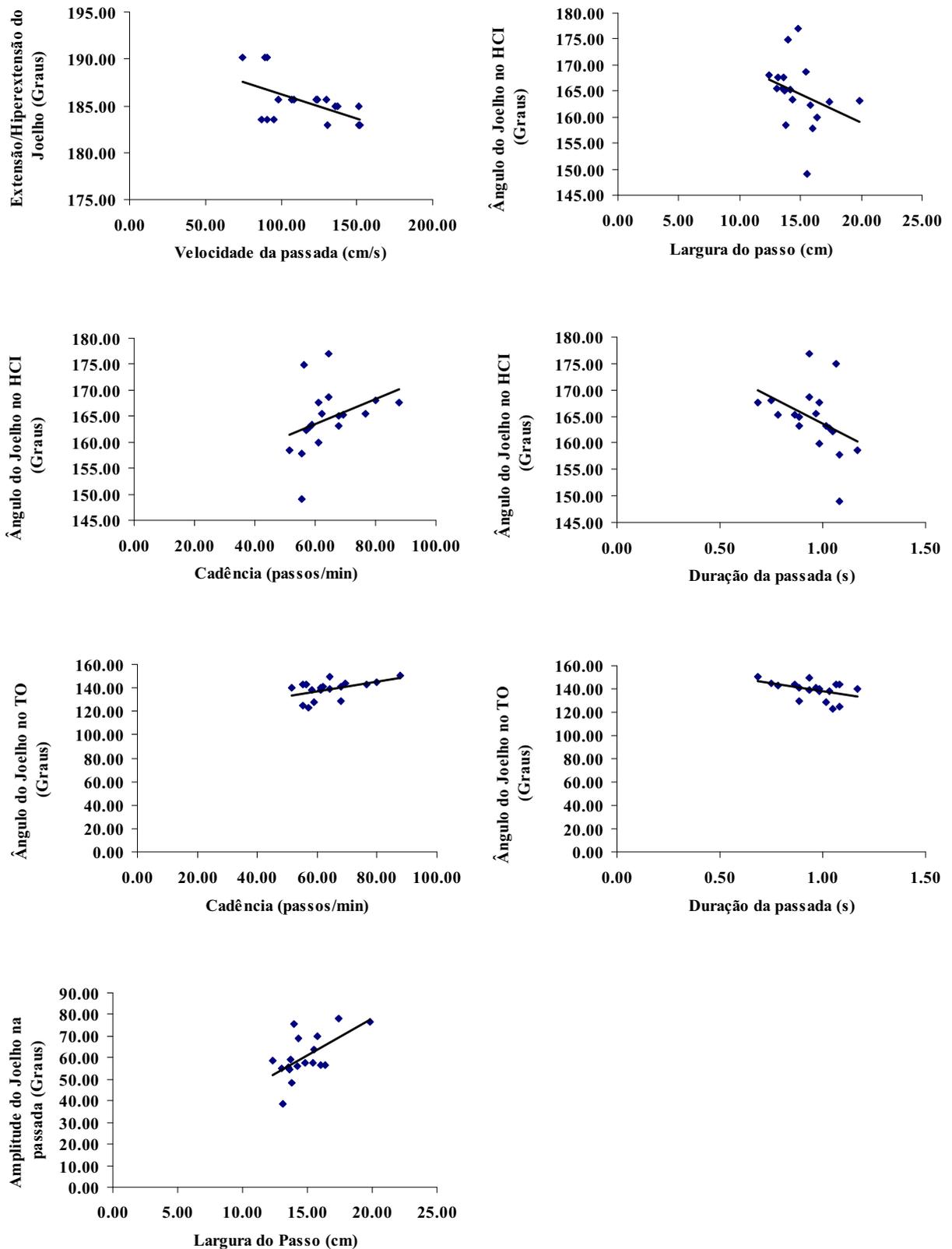


Figura do Apêndice 7.1. Correlações dos hemiplégicos para a perna acometida.

10.9. APÊNDICE 8. GRÁFICOS DE CORRELAÇÃO DOS HEMIPLÉGICOS PERNA NÃO ACOMETIDA

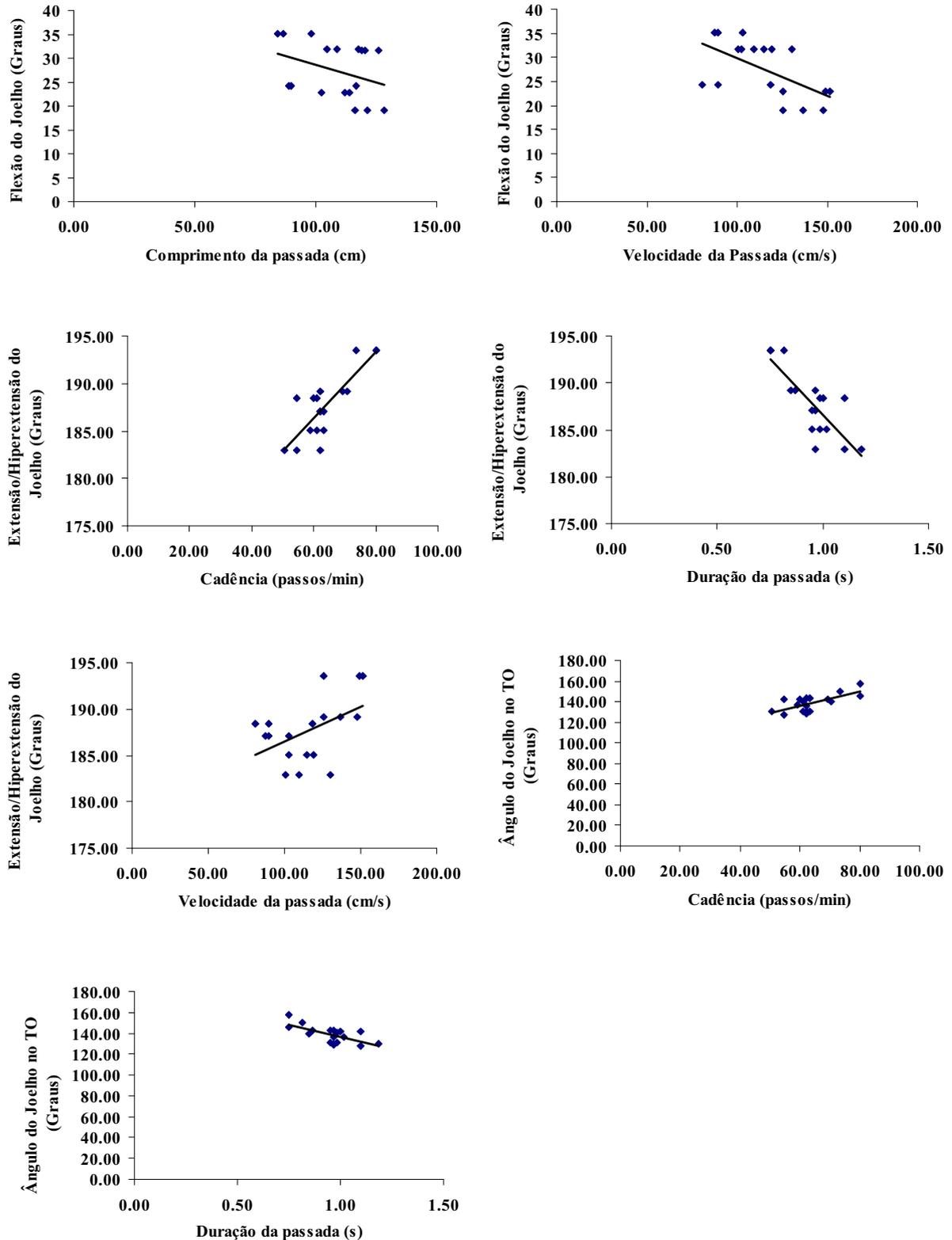


Figura do Apêndice 8. Correlações dos hemiplégicos para a perna não acometida.

Profª Dra Lilian Teresa Bucken Gobbi
Orientadora

Rosangela Alice Batistela
Aluno

Profª Ms. Ana Francisca Rozin Kleiner
Co-Orientadora