

ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA MARCHA DE UM PORTADOR DE PARALISIA CEREBRAL

DIOGO CUNHA DOS REIS, ELIANE RAMOS, ANTÔNIO RENATO PEREIRA MORO
Universidade Federal de Santa Catarina – Florianópolis – SC – Brasil
e-mail: diogo.biomecanica@gmail.com

1 INTRODUÇÃO

A encefalopatia crônica da infância, definida como uma patologia ligada a diferentes causas e caracterizada, principalmente, pela rigidez muscular, foi descrita pela primeira vez em 1843 por Little. Em 1862, foi estabelecida a relação entre esse quadro e o parto anormal. Freud, em 1897, sugeriu a expressão paralisia cerebral (PC), que mais tarde, foi consagrada por Phelps, ao fazer referência a um grupo de crianças que apresentavam transtornos motores severos provocados por uma lesão do sistema nervoso central (SNC), semelhantes aos transtornos motores da Síndrome de Little (DIAMENT, 1996; ILLINGWORTH, 1958; ROBERTSON et al., 1994; ROTTA, 2001).

Diante das diversas definições disponíveis na literatura, a mais aceita pelos especialistas é de 1964, a qual caracteriza a PC como um “distúrbio permanente, embora não invariável, do movimento e da postura, devido a defeito ou lesão não progressiva do cérebro no começo da vida” (LEITE; PRADO, 2004).

Atribui-se a causa da PC a um dano no desenvolvimento do SNC, podendo ocorrer durante a gestação, o parto ou nos primeiros dois anos de vida (CANS, 2000), e os sinais externos da PC são dependentes da magnitude, extensão, e localização da lesão que provocou o dano irreversível no cérebro, tronco cerebral, ou espinha dorsal (KOMAN et al., 2004).

A literatura especializada apresenta dados bastante heterogêneos a respeito da incidência da PC (NELSON e ELLENBERG, 1978; HAGBERG et al., 1984; STANLEY e ENGLISH, 1986). Em 1950, Illingworth estimou 600 mil casos nos Estados Unidos, aos quais se somavam, aproximadamente, 20 mil por ano. Em países desenvolvidos a incidência tem variado de 1,5 a 5,9/1000 nascidos vivos (DIAMENT, 1996). Já no Brasil não há números oficiais a respeito da incidência de portadores de deficiências físicas, sensoriais ou mentais (ROTTA, 2002). Segundo Edelmuth (1992) surgem 17 mil novos casos de PC ao ano no Brasil.

Ferraretto e Souza (1998) afirmam que a PC pode ser classificada por dois critérios: pelo tipo de disfunção motora presente, incluindo os tipos extrapiramidal ou discinético (atetóide, coréico e distônico), atáxico, misto e espástico; e pela topografia dos danos, ou seja, localização do corpo afetado, que inclui tetraplegia ou quadriplegia, monoplegia, paraplegia ou diplegia e hemiplegia. A forma espástica é a mais frequente, sendo responsável por 88% dos casos de PC (YOUNG, 1994; GONZÁLEZ, SEPÚLVEDA, 2002). A diplegia incide em 10-30% dos pacientes, sendo a forma mais comum em prematuros. Trata-se de um comprometimento dos membros inferiores frequentemente evidenciando uma acentuada hipertonia dos adutores, que configura em alguns casos o aspecto semiológico denominado síndrome de Litle (postura com cruzamento dos membros inferiores e marcha “em tesoura”) (LEITE e PRADO, 2004).

Desta maneira, a análise biomecânica da marcha mostra-se uma ferramenta útil na identificação de especificidades de cada caso clínico em indivíduos com PC, auxiliando no controle dos efeitos de diferentes tratamentos (medicamentoso, cirúrgico e/ou reabilitativo), gerando informações quantitativas, mais racionais e menos empíricas (GAGE, 1993).

Sendo assim, este estudo tem como objetivo descrever as características cinemáticas da marcha de um indivíduo portador de paralisia cerebral diplérgica espástica e compará-las com o padrão de normalidade disponível na literatura.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Participou deste estudo de caso um portador de PC diplégica espástica, selecionado de maneira intencional, com 18 anos de idade, 1,64 m de estatura e 58 kg de massa corporal.

Foi utilizado, como instrumento de medida, o sistema de reconstrução tridimensional de movimento *Digital Motion Analysis System* (DMAS) 5.0 da SPICAtek[®], composto por 4 câmeras filmadoras digitais DALSA-CCD-CA-D4, com resolução de 1024x1024 pixels e frequência de 40 quadros por segundo (fps).

A análise cinemática da marcha consistiu do monitoramento das seguintes variáveis angulares: **AJ-D** e **AJ-E** (ângulos dos joelhos direito e esquerdo) – ângulos relativos formados entre os segmentos coxa e perna; **AQ-D** e **AQ-E** (ângulos dos quadris direito e esquerdo) - ângulos relativos formados entre os segmentos tronco e coxa; **AT-D** e **AT-E** (ângulos dos tornozelos direito e esquerdo) - ângulos relativos formados entre os segmentos pé e perna (articulação tibiotalar), onde o movimento do pé para cima foi denominado de dorsiflexão e para baixo foi denominado de flexão plantar.

Os dados cinemáticos da marcha foram obtidos através da digitalização dos pontos de interesse (tornozelos direito e esquerdo - maléolos laterais das fíbulas; ombros direito e esquerdo - ângulos acromiais das escápulas; quadris direito e esquerdo - trocânteres maiores dos fêmures; joelhos direito e esquerdo - epicôndilos laterais dos fêmures; pontas dos pés - cabeça do segundo metatarso dos pés direito e esquerdo), demarcados com fita reflexiva nos respectivos acidentes ósseos, representando os eixos articulares. Para minimizar possíveis erros de digitalização foi utilizado o filtro digital *Least Square Fit*, disponível no próprio sistema (DMAS 5.0), operando de forma automática com uma frequência de corte pré-estabelecida em 3 Hz.

Nas coletas de dados o indivíduo estudado realizou sucessivos deslocamentos, utilizando velocidade livre (auto selecionada) de marcha, utilizando o mínimo de vestimentas (calção de banho). Foram registradas imagens referentes a dez ciclos completos da marcha (adotou-se o toque do pé direito no solo como o ponto de partida de cada ciclo), após cinco minutos de adaptação do indivíduo ao ambiente laboratorial.

Também foram coletadas as variáveis antropométricas estatura (estadiômetro Seca[®] com resolução de 1 mm) e massa corporal (balança Filizola[®] com resolução de 0,1 kg), para o controle das variáveis selecionadas na análise cinemática.

Os dados são apresentados por meio de estatística descritiva em termos de média e desvio padrão. Para a comparação dos dados da marcha do indivíduo analisado com os dados de normalidade disponíveis na literatura (PERRY, 2005b) foi utilizado o teste t pareado ($p \leq 0,05$).

Para a realização do estudo foram seguidas as exigências Éticas de pesquisas com seres humanos, sendo que o sujeito do estudo, depois de devidamente informado, assinou um termo de consentimento livre e esclarecido.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como pode ser observado na Figura 1, o sujeito estudado apresenta um padrão de *marcha em agachamento*, o qual é caracterizado por um déficit bilateral com a flexão excessiva do quadril e do joelho, flexão plantar excessiva do tornozelo e inclinação pélvica superior (PERRY, 2005a).

Nas Figuras 2 e 3, são apresentados os comportamentos angulares dos quadris direito e esquerdo do indivíduo analisado, além do padrão de comportamento angular desta articulação disponível na literatura (PERRY, 2005b).



Figura 1 – Característica de *marcha em agachamento* do indivíduo analisado.

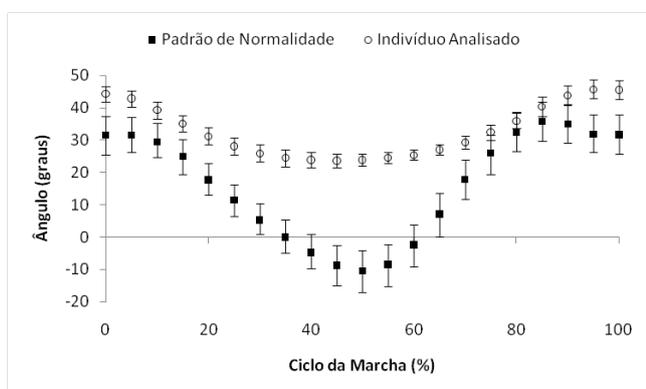


Figura 2 – Comportamento angular da articulação do quadril esquerdo do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha e o padrão de normalidade.

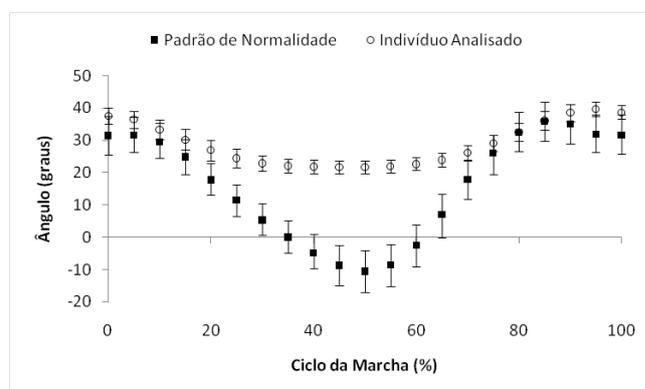


Figura 3 – Comportamento angular da articulação do quadril direito do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha e o padrão de normalidade.

Com relação ao comportamento angular da articulação do quadril (Figuras 2 e 3), pode-se dizer que os formatos das curvas observadas no indivíduo analisado foram muito próximos do padrão de marcha normal (PERRY, 2005b; SUTHERLAND et al., 1998), caracterizando-se por uma curva sinusóide simples formada por apenas dois arcos de movimento durante o ciclo da marcha: extensão durante o apoio e flexão no balanço. No entanto, a amplitude de movimento observada nesta articulação ($\approx 20^\circ$) mostrou-se inferior ($p < 0,001$) ao padrão de normalidade ($\approx 40^\circ$) (Figuras 3 e 4), devido a permanência do quadril em flexão durante todo o ciclo da marcha, inexistindo o período de hiper-extensão que é característico do final da fase de apoio na marcha normal (PERRY, 2005b).

Nas figuras 4 e 5, são apresentados os comportamentos angulares dos joelhos direito e esquerdo do indivíduo analisado, além do padrão de comportamento angular desta articulação disponível na literatura (PERRY, 2005b).

Conforme pode ser observado nas Figuras 4 e 5, a primeira onda de flexão do joelho, característica da marcha normal (PERRY, 2005b; SUTHERLAND et al., 1998), mostra-se muito reduzida, praticamente imperceptível, em ambos os joelhos do indivíduo estudado. Esta onda de flexão dos joelhos, que tem como objetivo a absorção do impacto causado pelo contato inicial do pé no solo, pode ter se apresentado reduzida devido ao fato de o indivíduo realizar o contato inicial do pé com o solo já com uma grande flexão dos joelhos.

As amplitudes de flexão/extensão dos joelhos do sujeito estudado durante o ciclo da marcha ($\approx 15^\circ$) (Figuras 4 e 5) mostraram-se inferiores ($p < 0,001$) aos padrões de normalidade

($\approx 60^\circ$) (PERRY, 2005b), fato este atribuído ao padrão de marcha em agachamento assumido pelo indivíduo.

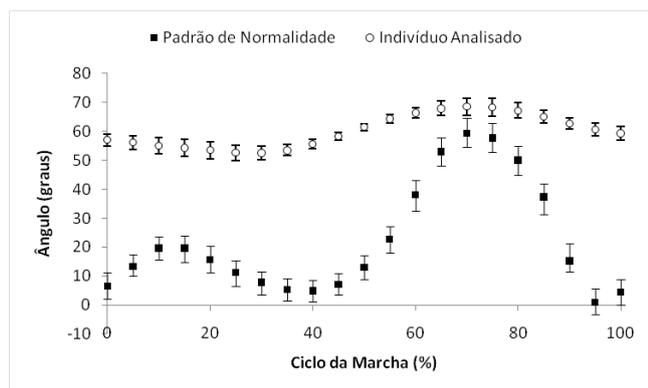


Figura 4 – Comportamento angular da articulação do joelho esquerdo do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha e o padrão de normalidade.

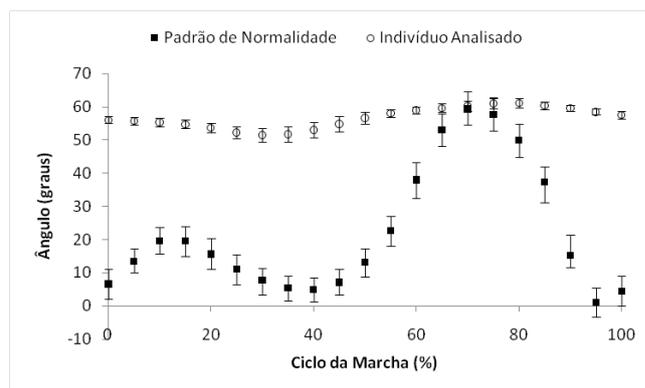


Figura 5 – Comportamento angular da articulação do joelho direito do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha e o padrão de normalidade.

Nas Figuras 6 e 7, são apresentados os comportamentos angulares dos tornozelos direito e esquerdo do indivíduo analisado, além do padrão de comportamento angular desta articulação disponível na literatura (PERRY, 2005b).

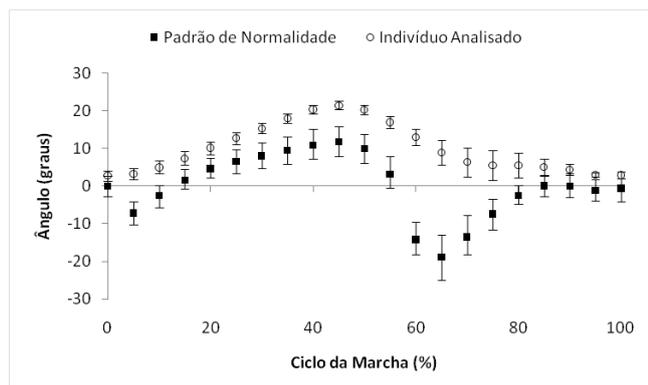


Figura 6 – Comportamento angular da articulação do tornozelo esquerdo do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha e o padrão de normalidade.

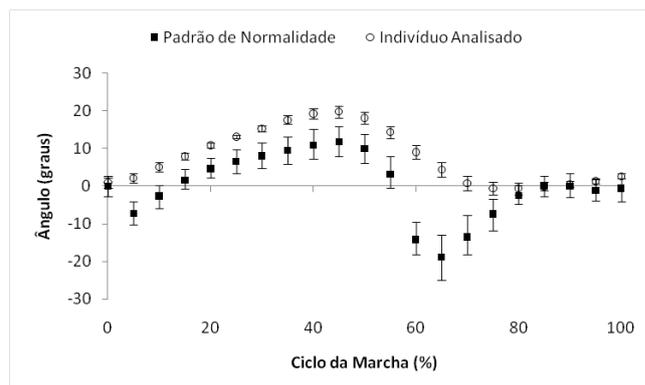


Figura 7 – Comportamento angular da articulação do tornozelo direito do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha e o padrão de normalidade.

De acordo com as Figuras 6 e 7, em ambas as curvas do comportamento angular dos tornozelos do indivíduo analisado não foi observada a primeira onda de flexão plantar, esta que é característica do padrão normal de marcha durante a resposta à carga (0-10% do ciclo da marcha) (PERRY, 2005b; SUTHERLAND et al., 1998). Este fato ocorre devido a ausência ou a redução (acentuada) do toque do calcanhar no contato do pé com o solo, caracterizando o contato do pé com o solo com o pé plano (LEWIS et al., 2000), sendo talvez a mais significativa contribuição para justificar o arrastar dos pés durante a marcha dos portadores de PC.

As amplitudes de deslocamentos angulares observadas no indivíduo estudado para a articulação do tornozelo (direito e esquerdo) ($\approx 20^\circ$), da mesma maneira que nas outras articulações analisadas, mostraram-se inferiores ($p < 0,001$) aos padrões de normalidade ($\approx 30^\circ$) (PERRY, 2005b), podendo também ser associada ao padrão de marcha em agachamento.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando os resultados obtidos, pode-se afirmar que o indivíduo analisado apresenta um padrão de marcha em agachamento, havendo uma acentuada redução da amplitude de movimentação articular de quadril, joelho e tornozelo, além da inexistência da hiper-extensão de quadril, da primeira onda de flexão do joelho e da flexão plantar do tornozelo durante o ciclo da marcha.

Desta maneira, acredita-se que os resultados deste estudo possam contribuir em possíveis processos reabilitativos a serem realizados com o indivíduo analisado, sendo estes direcionados às principais deficiências do mesmo.

Sugere-se a realização de estudos similares, com vários indivíduos a fim de verificar se os presentes achados podem ser generalizados a outros portadores desta patologia.

5 REFERÊNCIAS

CANS, C. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 42, p. 816-824, 2000.

DIAMENT, A. Encefalopatia crônica na infância (paralisia cerebral). In: DIAMENT, A.; CYPEL, A. (editores). **Neurologia infantil**. 3 ed. São Paulo: Atheneu, 1996.

EDELMUTH, C. E. **Pessoas portadoras de deficiências**. A realidade brasileira. In: Integração, Departamento de Educação Especial da Secretaria de Educação Fundamental do MEC 1992; 10: 8-9.

FERRARETTO, I.; SOUZA, A. M. C. **Paralisia cerebral** – aspectos práticos. São Paulo: Memmon, 1998.

GAGE, J. R. Gait analysis – an essential tool in the treatment of cerebral palsy. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 288, p. 126-134, 1993.

GONZÁLEZ, R. C.; SEPÚLVEDA, R. F. C. Tratamiento de la espasticidad en parálisis cerebral con Toxina Botulínica. **Revista de Neurología**, v. 34(1), p. 52-59, 2002.

HAGBERG, B.; HAGBERG, G.; OLOW, I. The changing panorama of cerebral palsy Sweden. **Acta Paediatrica Scandinavica**, v. 73, p. 433-440, 1984.

ILLINGWORTH, R. S. **Recent advances in cerebral palsy**. London: J & Churchill; 1958.

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

LEWIS, G. N.; BYLOW, W. D.; WALT, S. E. Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic visual cues. **Brain**, v. 123, p. 2077-2090, 2000.

LEITE, J. M. R. S.; PRADO, G. F. Paralisia cerebral – Aspectos fisioterapêuticos e clínicos. **Neurociências**, v. 12(1), p. 41-45, 2004.

NELSON, K. B.; ELLENBERG, I. H. Epidemiology of cerebral palsy. **Advances in Neurology**, v. 19, p. 421-435, 1978.

PERRY, J. **Análise de marcha: marcha patológica**. v.2. Barueri: Manole, 2005a.

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

ROBERTSON, C.; SAUVE, R. S.; CHRISTIANSON, H. E. Province-based study of neurologic disability among survivors weighing 500 through 1249 grams at birth. **Pediatrics**, v. 93, p. 636-640, 1994.

ROTTA, N. T. Encefalopatia crônica da infância ou paralisia cerebral. In: PORTO, C. C. **Semiologia médica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

ROTTA, N. T. Paralisia cerebral, novas perspectivas terapêuticas. **Journal of Pediatrics**, v. 78(S.1), p. S48-S54, 2002.

STANLEY, F. J.; ENGLISH, D. R. Prevalence of and risk factors for cerebral palsy in a total population cohort of low-birthweight (<2000 g) infants. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 28, p. 559-568, 1986.

SUTHERLAND, D.H.; KAUFMAN, K. R.; MOITOZA, J. R. Cinemática da marcha humana normal. In: Rose J, Gamble JG. **A Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo: Premier, p. 23-45, 1998.

YOUNG, R. R. Spasticity: a review. **Neurology**, v. 44(S.9), p. S12-S20, 1994.

Contato:

Diogo Cunha dos Reis
Laboratório de Biomecânica – CDS – UFSC
Florianópolis – SC – Brasil
Fone: (48) 3721 8530 / 9115 7309
E-mail: diogo.biomecânica@gmail.com