

CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DA MARCHA DE UM PARALISADO CEREBRAL ESPÁSTICO

Resumo: Este estudo de cunho descritivo, do tipo estudo de caso, teve como objetivo descrever as características cinemáticas da marcha de um indivíduo portador de paralisia cerebral (PC). O sujeito da pesquisa foi um portador de PC dipléica espástica com 18 anos de idade, 1,64m de estatura e 58kg de massa corporal. Para a análise da marcha utilizou-se o sistema DMAS-5.0 da SPICAték®. Os resultados mostram que o indivíduo possui um padrão de *marcha em agachamento*, apresentando assimetria entre comprimentos de passos direito e esquerdo e comprometimentos em todas as variáveis analisadas (redução dos comprimentos de passos e passadas; ampliação da base de apoio; tempo de balanço reduzido; tempo de duplo-apoio e tempo total do ciclo ampliado; redução da velocidade da marcha e frequência de passos), provavelmente impostos pela PC.

Palavras Chave: Marcha, Cinemática, Paralisia Cerebral.

Abstract: This descriptive study, aimed to describe the gait kinematics characteristics of the cerebral palsy patient. The patient was an 18 years old male, 1,64m of stature and 58kg of weight. For the gait analysis, the system used was DMAS-5.0 of SPICAték™. The results shows that the person has a pattern of march in crouching, presenting asymmetry among lengths of right and left steps and alterations in all the variables analyzed (reduction from the lengths of steps and footstep; enlargement from base of support; time of swing reduced; time of double-support and total time of the cycle enlarged; reduction on the speed from march and frequency of steps), probability by PC.

Keywords: Gait, Kinematic, Cerebral Palsy.

INTRODUÇÃO

Em 1843, Litle descreveu, pela primeira vez, a encefalopatia crônica da infância, e a definiu como patologia ligada a diferentes causas e caracterizada, principalmente, pela rigidez muscular. Em 1862, estabeleceu 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 se referir a um grupo de crianças que apresentavam transtornos motores mais ou menos severos devido à lesão do sistema nervoso central (SNC), semelhantes ou não aos transtornos motores da Síndrome de Litle [1-4].

Dentre as diversas definições disponíveis na literatura, a mais adotada pelos especialistas é de 1964 e 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” [5].

A PC ocorre devido a um dano no desenvolvimento do SNC, podendo ocorrer durante a gestação, durante o parto ou durante os primeiros dois anos de vida [6], e as manifestações externas da PC dependem da magnitude, extensão, e localização da lesão que causou o dano irreversível no cérebro, tronco cerebral, ou espinha dorsal [7].

Estudos epidemiológicos de PC mostram muita disparidade nos dados [8-10]. Em 1950, Illingworth considerou 600 mil casos nos Estados Unidos, aos quais se juntam, mais ou menos, 20 mil por ano. A incidência em países desenvolvidos tem variado de 1,5 a 5,9/1000 nascidos vivos [1].

Não há números oficiais no Brasil a respeito da incidência de portadores de deficiências físicas, sensoriais ou mentais [11]. Segundo Edelmuth

surtem no Brasil 17 mil novos casos de PC ao ano [12].

Segundo Ferraretto e Souza [13], a PC pode ser classificada por dois critérios: pelo tipo de disfunção motora presente, ou seja, o quadro clínico resultante, que inclui os tipos extrapiramidal ou discinético (atetóide, coréico e distônico), atáxico, misto e espástico; e pela topografia dos prejuízos, ou seja, localização do corpo afetado, que inclui tetraplegia ou quadriplegia, monoplegia, paraplegia ou diplegia e hemiplegia. A forma espástica é a mais comum, freqüente em 88% dos casos de PC [14,15].

A diplegia ocorre em 10-30% dos pacientes, sendo a forma mais encontrada em prematuros. Trata-se de um comprometimento dos membros inferiores comumente evidenciando uma acentuada hipertonia dos adutores, que configura em alguns doentes o aspecto semiológico denominado síndrome de Litle (postura com cruzamento dos membros inferiores e marcha “em tesoura”) [5].

Neste sentido, a análise biomecânica da marcha torna-se uma ferramenta útil na identificação de especificidades de cada caso clínico em indivíduos com PC, contribuindo no controle dos efeitos de diferentes tratamentos (medicamentoso, cirúrgico e/ou reabilitativo), obtendo informações quantitativas, mais racionais e menos empíricas [16].

Diante do exposto, este estudo tem como objetivo descrever as características cinemáticas da marcha de um indivíduo portador de paralisia cerebral diplérgica espástica.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo de cunho descritivo, do tipo estudo de caso, foi efetuado com um portador de

PC diplérgica espástica, selecionado intencionalmente, com 18 anos de idade, 1,64m de estatura e 58kg de massa corporal.

Como instrumento de medida utilizou-se o sistema de reconstrução tridimensional de movimento *Digital Motion Analysis System* (DMAS) 5.0 da SPICAték[®], composto por 4 câmeras filmadoras digitais, da marca DALSA - CCD CA-D4, com resolução de 1024x1024 pixels, à 40 quadros por segundo (fps).

Para a análise cinemática da marcha, foram monitoradas medidas de tempo e distâncias relacionadas aos seguintes eventos constituintes do ciclo da marcha: 1 - toque inicial do pé direito no solo; 2 - saída do pé esquerdo do solo; 3 - toque inicial do pé esquerdo no solo e 4 - saída do pé direito do solo.

Com base na definição destes eventos, as seguintes variáveis espaciais e temporais foram mensuradas: TAD-D e TAD-E (tempo de apoio duplo direito e esquerdo), TBD e TBE (tempo de balanço direito e esquerdo), TPD e TPE (tempo de passo direito e esquerdo), TAS-D e TAS-E (tempo de apoio simples direito e esquerdo), TTC (tempo total do ciclo), CPD e CPE (comprimento de passo direito e esquerdo), CPASS (comprimento de passada), LP (largura de passo), CAD (cadência) e v (velocidade).

Os dados cinemáticos da marcha foram obtidos através da digitalização dos pontos de interesse (tornozelos direito e esquerdo - maléolos laterais das fíbulas), demarcados com fita reflexiva nos respectivos acidentes ósseos, representando os eixos articulares dos tornozelos do indivíduo. Os possíveis erros de digitalização foram minimizados com 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.

Para as coletas de dados referentes à cinemática da marcha, o indivíduo estudado realizou sucessivos deslocamentos, utilizando velocidade livre (auto selecionada) de marcha, utilizando o mínimo de vestimentas (calção de banho). Para a coleta propriamente dita, foram registradas imagens referentes a cinco ciclos completos da marcha (adotou-se o toque do pé direito no solo como o ponto de partida de cada ciclo), depois de decorridos cinco minutos de adaptação do indivíduo ao ambiente laboratorial.

Variáveis antropométricas de estatura (estadiômetro Seca® com resolução de 1mm) e massa corporal (balança Filizola® com resolução de 0,1 kg) foram coletadas para adequar e padronizar os valores absolutos e relativos coletados das variáveis selecionadas na análise cinemática.

Os dados foram processados usando a estatística descritiva em termos de média e desvio padrão, assim como teste “t” pareado ($p \leq 0,05$) para a comparação dos comprimentos dos passos (lateralidade).

Para a realização do estudo foram seguidas as exigências do Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Catarina, onde o sujeito do estudo, depois de devidamente informado, assinou um termo de consentimento livre e esclarecido.

RESULTADOS

Na tabela 1 constam os resultados das variáveis temporais da marcha do sujeito.

Tabela 1: Valores absolutos e relativos das variáveis temporais da marcha do indivíduo portador de PC.

	Absolutos (s)		Relativos
	\bar{x}	s	% ciclo
TAS-D	0,365 ± 0,014		32,0
TAS-E	0,370 ± 0,021		32,5
TAD-D	0,175 ± 0,018		15,4
TAD-E	0,230 ± 0,037		20,2
TB-D	0,370 ± 0,021		32,5
TB-E	0,365 ± 0,014		32,0
TP-D	0,600 ± 0,031		52,6
TP-E	0,540 ± 0,029		47,4
TTC	1,140 ± 0,045		100,0

Quanto às variáveis espaciais da marcha, os dados estão apresentados na tabela 2.

Tabela 2: Valores absolutos e relativos das variáveis espaciais da marcha do indivíduo portador de PC.

	Absolutos (m)		Relativos
	\bar{x}	s	% ciclo
CTC	0,891 ± 0,019		100
CP-D	0,426 ± 0,018		47,8
CP-E	0,465 ± 0,002		52,2
LP	0,206 ± 0,022		--

Na tabela 3 estão contidos os resultados das variáveis espaço-temporais da marcha do sujeito.

Tabela 3: Valores absolutos e relativos das variáveis espaço-temporais da marcha do indivíduo portador de PC.

	\bar{x}	s
V (m/s)	0,782 ± 0,029	
CAD (passos/min)	105,4 ± 4,2	

A Figura 1 demonstra a comparação entre comprimento dos passos direito e esquerdo (lateralidade) do indivíduo estudado.

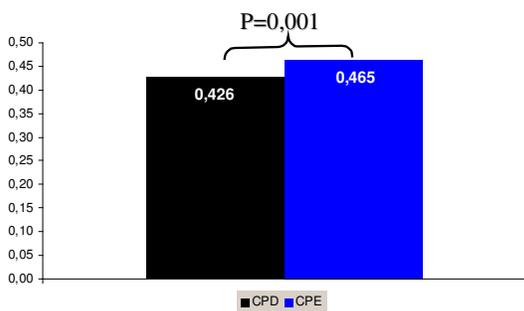


Figura 1 – Comparação dos comprimentos de passos direito e esquerdo (m) de um indivíduo portador de PC.

De acordo com a Figura 1, verifica-se diferença significativa entre os comprimentos dos passos direito e esquerdo do indivíduo.

DISCUSSÃO

Dentre os dois tipos de marcha características em portadores de paralisia cerebral espástica de origem diplégica citados por Perry [17], no sujeito deste estudo observa-se um padrão de *marcha em agachamento*. A marcha em agachamento é um déficit bilateral caracterizado pela flexão excessiva do quadril e joelho, flexão plantar excessiva do tornozelo e inclinação pélvica superior [17] (Figura 2).



Figura 2 – Característica de *marcha em agachamento* do indivíduo portador de PC.

Com relação às variáveis temporais da marcha do indivíduo estudado (Tabela 1), os resultados de TAS-D e TAS-E mostram-se similares aos valores relatados por outros estudos com portadores de PC ($32,1 \pm 1$ e $39 \pm 4\%$ do TTC, respectivamente) [18,19]. Por outro lado, utilizando como parâmetro os resultados destas mesmas variáveis em indivíduos saudáveis (42% do TTC) [19], observa-se que o indivíduo aqui estudado apresenta um período reduzido de permanência em apoio simples com o solo, provavelmente devido ao déficit de equilíbrio causado pelo comprometimento neuromotor.

Tanto para TAD-D quanto para TAD-E o indivíduo estudado apresentou valores absolutos ($0,175 \pm 0,018s$ e $0,230 \pm 0,037s$, respectivamente) inferiores aos reportados pela literatura para indivíduos saudáveis ($0,11 \pm 0,2s$ e $0,14 \pm 0,2s$, respectivamente) [20,21], enfatizando assim, o déficit de equilíbrio imposto pela PC.

Quanto às variáveis TB-D e TB-E, foram observados valores absolutos ($0,370 \pm 0,021s$ e $0,365 \pm 0,014s$, respectivamente) muito próximos aos de indivíduos saudáveis ($0,39 \pm 0,2s$) [21], entretanto os valores relativos ($32,5$ e 32% do TTC) evidenciam o encurtamento do tempo de balanço ao serem comparados com os valores de normalidade disponíveis na literatura ($40,1 \pm 1,2\%$ do TTC) [22].

Ao serem observados os valores absolutos ($0,6 \pm 0,031s$ e $0,54 \pm 0,039$, respectivamente) e relativos ($52,6$ e $47,4\%$ do TTC) das variáveis TP-D e TP-E constata-se uma assimetria temporal entre os passos direito e esquerdo, provavelmente devido à um maior comprometimento em um dos lados do corpo.

Quanto à variável TTC, o indivíduo estudado demonstrou lentidão no desenvolvimento

da marcha, já que este levou mais tempo para a conclusão de um ciclo da marcha ($1,14 \pm 0,045s$) que indivíduos saudáveis reportados pela literatura ($1,05 \pm 0,6s$ e $1 \pm 0,23s$, respectivamente) [20,21].

Com relação às variáveis espaciais da marcha, o sujeito apresentou valores de CTC ($0,891 \pm 0,019m$) dentro da faixa observada em outros estudos com indivíduos portadores de PC ($77 \pm 17m$ a $107,8 \pm 6,4m$) [18,23-25], entretanto abaixo dos resultados de indivíduos saudáveis ($118m$ a $159,5m$) [20-25].

Os resultados de CP-D e CP-E (Tabela 2) mostraram valores superiores aos observados na literatura para portadores de PC ($38 \pm 8m$ a $39 \pm 1m$) [18,19,23], no entanto inferiores aos resultados de indivíduos saudáveis ($53m$ a $83m$) [19-21,23,26].

Na figura 1 observa-se que há uma assimetria significativa entre os comprimentos dos passos direito e esquerdo do indivíduo estudado, novamente reforçando a hipótese de que há um maior comprometimento em um dos lados do corpo, neste caso o lado esquerdo.

O valor de LP observado neste estudo ($0,206 \pm 0,022m$) mostrou-se inferior tanto aos resultados de outros indivíduos portadores de PC ($12 \pm 5m$) [27], quanto aos resultados de indivíduos saudáveis reportados pela literatura ($8,1 \pm 2m$ e $6,12 \pm 2m$, respectivamente) [20,21]. O aumento de LP significa uma ampliação da base de apoio durante a marcha, provavelmente provocado pelo déficit de equilíbrio provocado pela PC.

Com relação à variável v , o indivíduo estudado apresentou valores (Tabela 3) dentro da faixa observada em outros estudos com portadores da PC ($0,76m/s$ a $1,245m/s$) [18,19,23,25,28], contudo inferiores aos de indivíduos saudáveis ($1,17m/s$ a $1,38m/s$) [19,23-26].

Já para a variável CAD, o indivíduo estudado apresentou os menores resultados de todos os estudos encontrados, tanto com portadores de PC ($112,8$ a $139,3$ passos/min) [18,19,23-25,27,28] quanto com indivíduos saudáveis ($113,6$ a $131,8$ passos/min) [20,22,24-26].

CONCLUSÃO

Com base no objetivo do estudo, nos resultados obtidos e nos pressupostos teóricos, conclui-se que:

- o indivíduo analisado possui um padrão de *marcha em agachamento*;
- o sujeito apresentou assimetria entre comprimentos de passos direito e esquerdo;
- de maneira geral, observaram-se comprometimentos em todas as variáveis espaço-temporais analisadas (redução dos comprimentos de passos e passadas; ampliação da base de apoio; tempo de balanço reduzido; tempo de duplo-apoio e tempo total do ciclo ampliado; redução da velocidade da marcha e frequência de passos), provavelmente impostos pela PC.

Sendo assim, sugere-se para este caso uma investigação cinemática mais minuciosa (incluindo variáveis angulares), para possibilitar contribuições mais efetivas em futuros processos reabilitativos.

REFERÊNCIAS

- [1] Diament A. Encefalopatia crônica na infância (paralisia cerebral). In: Diament A, Cypel A (editores). *Neurologia infantil*. 3 ed. São Paulo: Atheneu, 1996.
- [2] Illingworth RS. *Recent advances in cerebral palsy*. London: J & Churchill; 1958.
- [3] Robertson C, Sauve RS, Christianson HE. Province-based study of neurologic disability

among survivors weighing 500 through 1249 grams at birth. *Pediatrics* 1994; 93: 636-640.

[4] Rotta NT. Encefalopatia crônica da infância ou paralisia cerebral. In: Porto CC. *Semiologia médica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

[5] Leite JMRS, Prado GF. Paralisia cerebral – Aspectos fisioterapêuticos e clínicos. *Neurociências* 2004; 12(1): 41-45.

[6] Cans C. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Dev Med Child Neurol* 2000; 42: 816-824.

[7] Koman LA, Smith BP, Shilt JS. Cerebral palsy. *Lancet* 2004; 363: 1619-1631.

[8] Nelson KB, Ellenberg IH. Epidemiology of cerebral palsy. *Adv Neurol* 1978; 19: 421-435.

[9] Hagberg B, Hagberg G, Olow I. The changing panorama of cerebral palsy Sweden. *Acta Paediatr Scand* 1984; 73: 433-440.

[10] Stanley FJ, English DR. Prevalence of and risk factors for cerebral palsy in a total population cohort of low-birthweight (<2000 g) infants. *Dev Med Child Neurol* 1986; 28: 559-568.

[11] Rotta NT. Paralisia cerebral, novas perspectivas terapêuticas. *J Pediatr* 2002; 78(S.1): S48-S54.

[12] Edelmuth CE. *Pessoas portadoras de deficiências*. A realidade brasileira. In: Integração, Departamento de Educação Especial da Secretaria de Educação Fundamental do MEC 1992; 10: 8-9.

[13] Ferraretto I, Souza AMC. *Paralisia cerebral – aspectos práticos*. São Paulo: Memmon, 1998.

[14] Young RR. Spasticity: a review. *Neurology* 1994; 44(S.9): S12-S20.

[15] González RC, Sepúlveda RFC. Tratamiento de la espasticidad en parálisis cerebral con Toxina Botulínica. *Rev Neurol* 2002; 34(1): 52-59.

[16] Gage JR. Gait analysis – an essential tool in the treatment of cerebral palsy. *Clin Orthop Rel Res* 1993; 288: 126-134.

[17] Perry J. Análise de marcha: marcha patológica. v.2. Barueri: Manole, 2005.

[18] White H, Jenkins J, Neace WP, Tylkowski C, Walker J. Clinically prescribed orthoses demonstrated an increase in velocity of gait in children with cerebral palsy: a retrospective study. *Dev Med Child Neurol* 2002; 44: 227-232.

[19] Bell KJ, Öunpuu S, DeLuca PA, Romness MJ. Natural progression of gait in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2002; 22:677-682.

[20] Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Johnk K, Friege L. Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults. *Gait Posture* 1998; 7: 125-130.

[21] Lemke MR, Wendorff T, Mieth B, Buhl K, Linnemann M. Spatiotemporal gait patterns during over ground locomotion in major depression compared with healthy controls. *J Psychiatr Res* 2000; 34: 277-283.

[22] Laufer Y. Age- and gender-related changes in the temporal-spatial characteristics of forwards and backwards gaits. *Physiother Res Int* 2003; 8(3): 131-142.

[23] Öunpuu S, DeLuca P, Davis R, Romness M. Long-term effects of femoral derotation osteotomies: an evaluation using three-dimensional gait analysis. *J Pediatr Orthop* 2002; 22: 139-145.

[24] Saraph V, Zwick EB, Zwick G, Steinwender C, Steinwender G, Linhart W. Multilevel surgery in spastic diplegia: evaluation by physical examination and gait analysis in 25 children. *J Pediatr Orthop* 2002; 22: 150-157.

[25] Steiwender G, Saraph V, Scheiber S, Zwick EB, Uitz C, Hackl K. Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. *Clin Biomech* 2000; 15: 134-139.

[26] Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res* 1993; 30: 210-223.

[27] Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil* 1998; 77: 2-7.

[28] Olney SJ, MacPhail HA, Hedden DM, Boyce WF. Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. *Phys Ther* 1990, 70(7): 431-438.

e-mail: