

AValiação DAS FASES DA MARCHA DE UMA CRIANÇA COM HEMIPLEGIA ESPÁSTICA À DIREITA: RELATO DE CASO

CUNHA, A.C.S.¹; PEREIRA, R.²; CHAGAS-VALLONE, M. L. D.³; Paula, A.⁴

¹Centro Universitário de Belo Horizonte- UNI-BH/DCBAS, acassia@brfree.com.br

²Laboratório de Fisiologia e Biocinética (UNIG), rafaelpereira@brjb.com.br

³Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (PUC MINAS), marciavallone@yahoo.com.br

⁴Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (UNIVAP), alderico@univap.br

Resumo- A análise da marcha é um tópico imprescindível na avaliação de pacientes com disfunção neuromotora, no entanto, os instrumentos para mensuração fidedigna da mesma costumam envolver grandes custos. O presente trabalho tem por objetivo explorar a utilização do footswitch como instrumento para análise cinemática das fases de apoio e de balanço na marcha de uma criança hemipléica. Demonstrou-se que a fase de apoio tem maior duração no segmento não plégico, observando-se o oposto na fase de balanço no segmento não plégico. Os resultados corroboram com relatos da literatura que envolvem metodologias mais onerosas, postulando-se que o footswitch representa ferramenta útil para avaliação e acompanhamento clínico da marcha em indivíduos com comprometimento neuromotor de membros inferiores, necessitando ainda maiores estudos com um número amostral maior para ratificação deste método em pesquisas científicas que envolvam a marcha de crianças com disfunção neuromotora.

Palavras-chave: marcha, hemiplegia, footswitch.

Área do Conhecimento:

Introdução

Diversas patologias podem desencadear comprometimento neuromotor, dificultando ou até mesmo impossibilitando a marcha. A paralisia cerebral (PC) é um evento clínico de etiologia complexa e não progressiva, por vezes múltipla, e que pode ter sua origem no período pré, peri ou pós-natal. É caracterizada por distúrbios motores e alterações posturais que ocorrem em um cérebro imaturo e podem ou não estar associadas a alterações cognitivas (CIMOLIN et al., 2007; MORTON et al., 2005; GAUZZI; FONSECA, 2004; TECKLIN, 2002).

A paralisia cerebral hemipléica acomete 25 a 40% dos portadores de PC e se caracteriza por déficit motor e espasticidade unilateral (GAUZZI; FONSECA, 2004; STOKES, 2000; TECKLIN, 2002). Ela é dividida em duas formas principais: lesões corticais e subcorticais, com maior comprometimento do membro superior; e lesões periventriculares com maior comprometimento do membro inferior. A lesão na artéria cerebral média, achado mais comum, ocorre intra-útero ou em crianças nascidas a termo (GAUZZI; FONSECA, 2004).

As crianças com hemiplegia atingem a posição ortostática e adquirem a marcha por volta dos 2-3 anos de idade, sendo o crescimento do lado afetado do corpo geralmente menor em relação ao lado oposto (GAUZZI; FONSECA, 2004).

As crianças hemipléicas espásticas apresentam uma velocidade da marcha mais lenta (DAMIANO et al., 2002). Os parâmetros

cinemáticos diferem em cada movimento articular, podendo encontrar-se restritos ou aumentados dependendo da extensão do envolvimento neurológico e dos mecanismos compensatórios utilizados. Normalmente a força muscular é insuficiente para atingir as demandas da marcha e a espasticidade pode comprometer a qualidade de produção da ação muscular excêntrica durante o apoio (DAMIANO et al., 2002).

Abel e colaboradores (1996) confirmaram que a espasticidade muscular, desequilíbrio e déficits de controle motor associado a PC reduzem a eficiência e aumentam a demanda de energia para a realização da marcha. Podemos observar essas alterações nos padrões da marcha através do estudo da cinemática, cinética, eletromiografia (EMG) e plataforma de força.

O footswitch, ou "interruptor de pé", é um sensor de pressão adaptado para ser acoplado no pé, possibilitando a análise de algumas variáveis envolvidas na marcha e sendo de custo inferior a outras metodologias previamente citadas (NENE, 1999; PERRY, 2005; WALL, 1996).

A proposta deste trabalho é analisar a utilização do footswitch para a mensuração do tempo despendido nas fases de apoio e balanço durante a marcha de uma criança portadora de paralisia cerebral com quadro topográfico de hemiplegia espástica à esquerda.

Metodologia

Participou deste estudo uma criança portadora de PC com diagnóstico de hemiplegia espástica à

esquerda, sexo feminino, 7 anos de idade. De acordo com Winters et al (1987) a sua classificação é do tipo III.

Os critérios de inclusão para participação na pesquisa foram: (1) ter o diagnóstico de PC espástica – hemiplégica; (2) idade entre 6 a 10 anos; (3) ser capaz de deambular de forma independente; (4) classificação no Gross Motor Function Classification System (GMFCS) nível I; (5) ter a capacidade de comunicar verbalmente e ser capaz de seguir comandos simples; (6) não ter sido submetido a nenhuma intervenção cirúrgica ou aplicação de toxina botulínica.

Antes de iniciar o estudo, o responsável pela criança assinou um termo de consentimento livre e esclarecido (H147/CEP/2006).

Instrumentos e Procedimentos:

Para a aquisição do sinal foi utilizado um eletromiógrafo EMG 800 C da *EMG System* do Brasil®, composto de 8 canais, sendo utilizado apenas um canal, o qual foi conectado ao footswitch.

O footswitch utilizado neste estudo é constituído de 2 sensores, sendo um fixado no calcâneo e o outro no primeiro metatarso com o objetivo de diferenciar os momentos de contato e de ausência de contato, uma vez que gera sinais de característica ON/OFF (Figura 1), onde ON indica presença de pressão no sensor e OFF ausência de pressão.

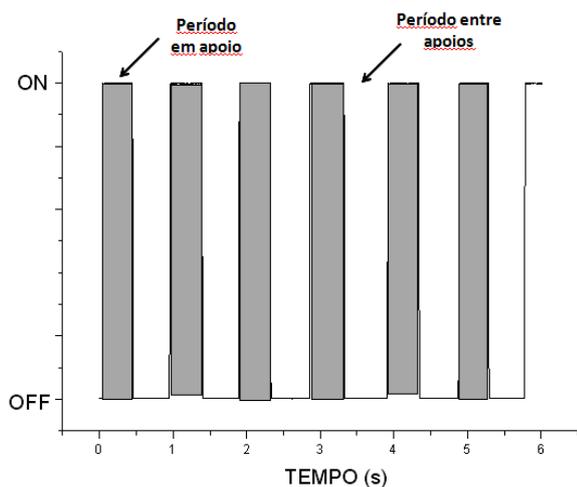


Figura 1 – Representação do sinal gerado pelo footswitch, demonstrando em cinza o período de tempo referente ao apoio (ON), chamada fase de apoio, seguido por um período de tempo sem apoio (OF), chamada fase de balanço.

A coleta e análise dos dados foram realizadas na Clínica Escola da Faculdade Isabela Hendrix.

A criança foi instruída a caminhar 10 metros (a uma velocidade confortável).

A criança caminhou descalça e foi instruída a caminhar uma vez pelo percurso com o objetivo de

familiarizar-se com o teste. O piso era de paviflex, excluindo-se quaisquer obstáculos do percurso de caminhada.

As coletas do sinal gerado pelo sensor footswitch tiveram duração de 12 segundos, sendo excluídos os 3 primeiros e os 3 últimos segundos de coleta, devido a estes representarem períodos de aceleração e desaceleração da marcha. A análise do sinal foi feita em software OriginPro® 7.0.

Resultados

A quantificação do tempo de apoio dos pés demonstrou que em 4 dos 6 momentos de apoio coletados durante a marcha, o membro inferior não plégico permaneceu mais tempo apoiado (Figura 2), indicando que a fase de apoio é mais demorada neste segmento.

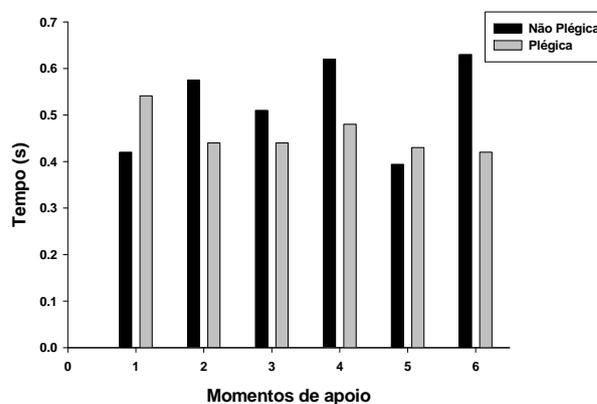


Figura 2 – Representação gráfica do tempo de apoio dos pés referentes aos membros inferiores, plégico e não plégico, durante 6 segundos.

Analisando-se o tempo despendido entre os apoios dos pés, pode-se quantificar o tempo da fase de balanço durante a marcha. A análise desta variável demonstra que os períodos de tempo entre os apoios do pé são menores no membro não plégico (Figura 3), indicando que a fase de balanço deste segmento é menor.

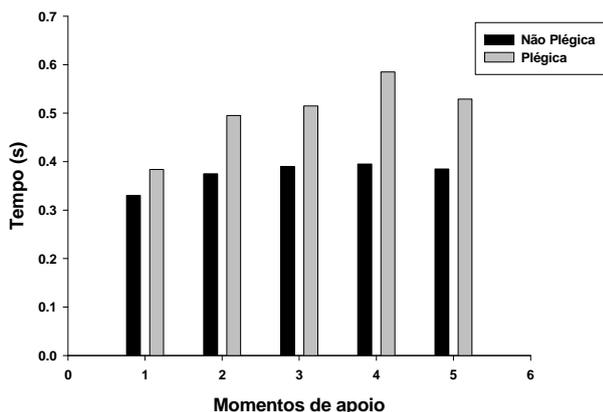


Figura 3 - Representação gráfica do intervalo de tempo entre apoios dos pés referentes aos membros inferiores, plégico e não plégico, durante 6 segundos.

Somando-se os períodos de tempos dos momentos de apoio dos pés e dividindo-se pelo período de tempo analisado (6 segundos), pode quantificar a porcentagem de tempo despendido para a fase de apoio dos membros plégico e não plégico, como observado na figura 4.

Observa-se que a perna não plégica permanece 52% apoiada em todo o período de coleta analisado, o que é maior que os 46% da perna plégica (Figura 4).

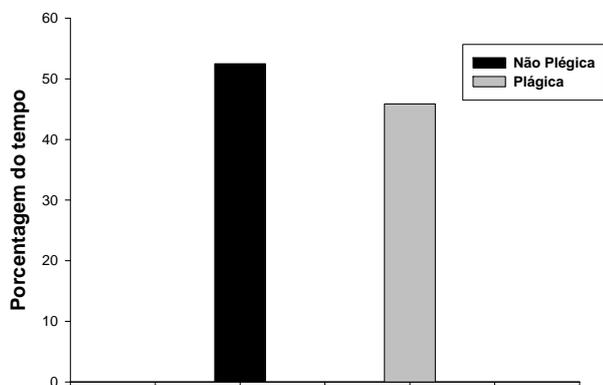


Figura 4 - Representação gráfica da porcentagem de tempo despendida na fase de apoio, referentes aos membros inferiores, plégico e não plégico, durante 6 segundos.

A figura 5 demonstra a mesma normalização realizada anteriormente, no entanto, a variável estudada é o período entre os apoios, denotando então a porcentagem de tempo despendida na fase de balanço para ambos os membros. Nota-se que o membro não plégico permaneceu apenas 31% do período de tempo analisado na fase de

balanço, já o membro plégico permaneceu 46% de todo o período de tempo analisado.

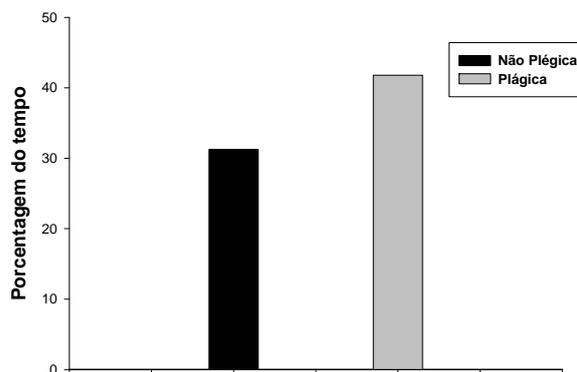


Figura 5 - Representação gráfica da porcentagem de tempo despendida na fase de balanço, referentes aos membros inferiores, plégico e não plégico, durante 6 segundos.

Nota-se que a soma das porcentagens de tempo nas fases de apoio e de balanço não alcançam o valor de 100%. Isto se justifica pelo método de escolha do período de tempo do sinal analisado, uma vez que os 6 segundos analisados não representam necessariamente 6 passos completos apenas, existindo passos incompletos que são automaticamente excluídos da análise mas não do tempo total de análise.

Discussão

Um dos comprometimentos motores evidentes na hemiplegia é a tendência em manter-se em uma posição de assimetria postural, com distribuição de peso menor sobre o lado hemiplégico transferindo o peso corporal para o lado não afetado (TECKLIN, 2002; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003).

Neste estudo pode-se observar que a criança apresentou a fase de apoio mais demorada na perna não plégica, o que sugere uma maior dependência funcional deste segmento corpóreo, uma vez que as respostas neuromusculares visando a manutenção do equilíbrio estão preservadas neste membro. A assimetria estrutural e funcional e a dificuldade em transferir o peso para o lado afetado interferem na capacidade de manter o controle postural, impedindo a orientação e estabilidade para realizar movimentos com troncos e membros (TECKLIN, 2002). O lado plégico da maioria das crianças apresenta uma postura de adução e rotação interna do ombro, flexão de cotovelo, punho e dedos, pronação do antebraço, adução do polegar, rotação posterior da pelve, flexão e adução do quadril, flexão do joelho e flexão plantar da tibiotársica, o que limita a amplitude de movimento articular e dificulta a

mobilidade dependente deste segmento (GAUZZI; FONSECA, 2004; TECKLIN, 2002).

O músculo gastrocnêmio é biarticular e influencia a função do joelho e tornozelo (PERRY, 2005). As crianças hemiplégicas apresentam uma ativação muscular precoce do músculo gastrocnêmio lateral no balanço final e início do apoio, realizando um contato inicial em ponta de pé no lugar do contato do calcanhar. Essa flexão plantar limita a extensão do joelho durante o contato inicial (ROMKES, 2006). Os dados aqui gerados sobre o tempo de apoio confirmam o relatado da literatura, uma vez que, a fase de apoio da perna plégica apresenta menor tempo se comparado à perna não plégica, devido ao membro comprometido oferecer uma base de suporte pequena.

Os dados do intervalo de tempo entre os apoios do pé também corroboram com os relatos da literatura, uma vez que foi observado que o membro plégico tende a ter um tempo maior de balanço (intervalo entre os apoios), o inverso do que ocorre com o membro não plégico, o que demonstra mais uma vez a dependência funcional do membro não acometido (PATIKAS, 2005).

Os dados gerados neste trabalho são úteis para a análise de aspectos temporais da marcha, no entanto, não se pode concluir sobre a qualidade da marcha, o que representa uma limitação deste método, necessitando do acompanhamento de outros métodos, como filmagem, para melhor entendimento das demais variáveis da marcha humana. Apesar das limitações do instrumento footswitch, este proporcionou uma análise satisfatória dos tempos das fases da marcha, correspondendo às necessidades deste estudo.

Conclusão

Os resultados apresentados neste trabalho indicam que o footswitch é um instrumento útil na avaliação das fases da marcha de indivíduos com comprometimento neuromotor, fornecendo informações quantitativas, tempo das fases de apoio e de balanço, no entanto sem gerar informações precisas sobre a qualidade da marcha. Desta forma, conclui-se que este instrumento atende às necessidades de avaliação e acompanhamento clínico, sendo de baixo custo se comparado a outros instrumentos de análise da marcha, como a plataforma de força. Sugere-se que mais estudos, com um grande número amostral sejam desenvolvidos, tendo como molde a metodologia aqui implementada, visando ratificar os resultados aqui observados

Referências

- ABEL, M. F.; DAMIANO, D. L.; Strategies for increasing walking speed in diplegic cerebral palsy.

Journal of Pediatric Orthopaedics. v.16, n. 6, p. 753-758. nov./dez. 1996.

- CIMOLIN, V.; GALLI, M.; TENORE, N.; ALBERTINI, G.; CRIVELLINI, M. Gait strategy of uninvolved limb in children with spastic hemiplegia. **Europa Medicophysica.** v. 43, p. 1-8. 2007.

- DAMIANO, L.D.; ABEL, M.F. Relation of gait analysis to gross motor function in cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology.** v. 38, p. 389-96. 1996.

- GAUZZI, L. V.; FONSECA, L. F. Classificação da paralisia cerebral. In: LIMA CLA, FONSECA LF. **Paralisia cerebral.** Belo Horizonte: Editora Guanabara, 2004. cap. 5, p. 37-44.

- MORTON, J.F.; BROWNLEE, M.; MCFADYEN, A.K. The effects of progressive resistancetraining for children with cerebral palsy. **Clinical Rehabilitation.** v. 19, p. 283-289. 2005.

- NENE, A.; MAYAGOITIA, R.; VELTINK, P. Assesment of rectus femoris function during initial swing phase. **Gait and Posture.** v.9, p.1-9. 1999.

- PATIKAS, D.; WOLF, S.; DODERLEIN, L. Eletromyographic evaluation of the sound and involved side during gait of spastic hemiplegic children with cerebral palsy. **European Journal of Neurology.** v. 12, p. 691-699. 2005.

- PERRY J. **Análise de marcha: marcha patológica.** Barueri: Editora Manole, 2005. 205 p.

- ROMKES, J; HELL, A.K.; BRUNNER, R. Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. **Gait and Posture.** v. 24, p. 467-474. 2006.

- STOKES, M. Paralisias cerebrais e distúrbios de aprendizado motor. In: HARE, N.; DURHAM, S.; GREEN, E. **Neurologia para fisioterapeutas.** São Paulo: Editorial Premier, 2000. cap.19, p. 255-269.

- TECKLIN, J.S. Fisioterapia para Crianças com Paralisia Cerebral. In: STYER-ACEVEDO, J. **Fisioterapia Pediátrica.** Porto Alegre: Editora: Artmed, 2002. cap. 4, p. 99-140.

- SHUMWAY-COOK, A & WOOLLACOTT, M.H. **Controle motor: Teoria e aplicações práticas.** São Paulo: Manole, 2003.

- WALL, J.C.; CROSSBIE, J. Accuracy and reliability of temporal gait measurement. **Gait and Posture.** v. 4, p. 293-296. 1996.