

ANÁLISE CINEMÁTICA E ELETROMIOGRÁFICA DA MARCHA EM ESCOLARES COM E SEM CARGA NA MOCHILA

J. G. Jorge*, A. N. Faria*, S. D. Barboza**, D. A. Furtado***, A. A. Pereira****, E. M. Carvalho***** e V. C. Dionísio*****

*Discentes do Curso de Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia, Brasil.

** Mestre em Ciências da saúde pela Universidade Federal de Uberlândia, Brasil.

*** Doutor em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal de Uberlândia, Brasil.

**** Docente do curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, Brasil.

***** Docentes do curso de Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia, Brasil.

e-mail: jehfisioterapi@gmail.com

Resumo: O objetivo deste estudo foi analisar a cinemática e a eletromiografia durante as fases da marcha. Doze voluntários saudáveis do gênero masculino, com idades entre nove e onze anos, realizaram um ciclo da marcha em três tarefas diferentes: sem a mochila escolar (1), com a mochila com carga equivalente a 10% (2) e 20% (3) do peso corporal (PC). Foi avaliado o deslocamento angular e a atividade eletromiográfica. As diversas comparações mostraram diferenças no deslocamento angular (quadril, joelho e tornozelo) e na atividade do gastrocnêmio lateral (GL) durante a fase de estação. Na oscilação, houve diferenças no deslocamento angular (quadril, joelho e tornozelo) e na atividade do tibial Anterior (TA) e reto abdominal (RA). Os resultados deste estudo sugerem que o transporte de mochilas escolares com cargas superiores a 10% do peso corporal das crianças provocam alterações na cinemática e no padrão de recrutamento muscular.

Palavras-chave: Crianças, Marcha, Eletromiografia, Cinemática, Biomecânica.

Abstract: *The goal of this study was to analyze the kinematics and electromyography during the gait's phases. Twelve healthy male volunteers, between the ages of nine and eleven, performed one gait's cycle in three different tasks: without the school backpack (1), with the backpack with a load of 10%(2) and 20%(3) of the body weight (BW). The angular displacement and electromyography activity was evaluated. The various comparisons showed differences in the angular (hip, knee and ankle) displacements and in the Lateral Gastrocnemius (LG) activity during the station phase. In the oscillation phase, there were differences in the angular (hip, knee and ankle) displacements and in the Anterior Tibial (AT) and Rectus Abdominis (RA) activity. The results of this study suggest that the transportation of school backpacks with loads above 10% of the body weight of the child causes changes in the kinematics and in the muscular recruitment pattern.*

Keywords: *Children, Gait, Electromyography, Kinematics, Biomechanics.*

Introdução

A maioria das crianças em idade escolar carregam mochilas com cargas superiores aos limites recomendados pela Organização Mundial de saúde (10% do peso corporal) ^[1], o que favorece modificações na posição dos seguimentos como o aumento do balanço ântero-posterior do tronco, o aumento da lordose cervical e lombar, a assimetria na altura de ombros, e alterações na marcha e atividade muscular ^[2,3].

A maioria dos estudos tem focado na análise dos aspectos cinemáticos dessas alterações ^[4,5], sendo que poucos estudos foram associados à quantificação da atividade eletromiográfica (EMG) em crianças, principalmente de membros inferiores, durante o transporte de mochilas escolares em ambas as fases da marcha humana ^[6,7].

Estas informações são fundamentais para o auxílio no diagnóstico prévio das alterações biomecânicas, que quando não identificadas na infância tendem a perdurar na fase adulta ^[8]. Portanto, o objetivo do presente estudo foi analisar a cinemática e a eletromiografia durante as fases da marcha realizadas com e sem carga na mochila escolar.

Materiais e métodos

Sujeitos – Doze crianças saudáveis do gênero masculino entre 9 e 11 anos, com média de idade de 9 ($\pm 0,67$) anos, altura 136,5 ($\pm 4,6$) cm, e peso 33,7 ($\pm 6,9$) kg, participaram do estudo.

O mesmo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa da Universidade (protocolo 857/11). Foram elegíveis as crianças que não eram portadoras de lesões musculoesqueléticas ou neuromusculares, fraturas ou uso prótese nos membros inferiores.

Registro dos dados Eletromiográficos – Para a coleta do sinal eletromiográfico, o local de fixação de cada eletrodo foi limpo com algodão embebido em álcool absoluto durante 10 segundos, e, quando necessária foi realizada a tricotomia da pele. Os Eletrodos de superfície bipolar (*DhT_EASD1, 20gr; Dimensões: 2cm x 0,6cm x 2,5cm -Largura x Altura x Comprimento*) consistiram de duas placas de prata paralelas separadas por 1 cm. Os eletrodos tiveram um ganho de 20 vezes, impedância de 10 GΩ, rejeição de 92 dB e foram conectados a um computador ligado ao eletromiógrafo *MyosystemBr1_P84* (DataHominis Tecnologia Ltda, Brasil) com um ganho de 100 vezes (ganho total de 2000 vezes), o filtro passa-banda foi sintonizado na faixa de 15Hz a 1Khz, com uma frequência de amostragem de 2000 Hz, e registrados em microvolts (μV). Os eletrodos foram posicionados com uma distância de 2 cm e fixados com fita adesiva do tipo esparadrapo nos músculos Tibial Anterior (TA), Vasto Medial Oblíquo (VMO), Reto Abdominal (RA), Gastrocnêmio lateral (GM) Bíceps Femoral (BF) e Ereter Espinhal lombar (EEL), segundo a orientação de *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles –BIOMED II (SENIAM)*^[9]. Em todas as coletas o local foi identificado e preparado pelo mesmo pesquisador.

Registros dos dados Cinemáticos – Os parâmetros cinemáticos foram obtidos por sistema computadorizado, com oito câmeras infravermelho (*OptiTrack FLEX V100R2, Natural Point, Corvallis, Oregon*) dispostas de forma a capturar a trajetória em 3D, registrando o deslocamento linear da marcha por meio da identificação dos marcadores reflexivos fixados na pele. Os marcadores foram fixados nos seguintes pontos anatômicos: pavilhão auditivo (cabeça), aspecto lateral do acrômio (ombro), trocânter maior do fêmur (quadril), epicôndilo lateral do fêmur (joelho), maléolo lateral (tornozelo) e cabeça do quinto metatarso (ponta do pé).

Procedimento – Inicialmente foi realizada avaliação antropométrica, por meio de uma ficha de identificação contendo data de nascimento, idade, peso e altura dos participantes. Para os voluntários foi recomendada a utilização de *short* de banho de cor escura o que permitiu ampla exposição da pelve e dos membros para execução da tarefa. A coleta foi realizada durante o período referente a uma passada da marcha que equivale ao intervalo entre o toque do calcâneo de um pé e o toque do calcâneo do mesmo pé novamente, e para isso, os sujeitos foram orientados a respeito do procedimento. A passada foi realizada algumas vezes até que a marcha fosse desempenhada em cadência natural (velocidade autosselecionada). Em seguida, foram registradas as passadas em três situações distintas: sem mochila (Tarefa 1), com a mochila com carga de 10% do peso corporal (Tarefa 2) e com a mochila com carga de 20% do peso corporal (Tarefa 3), utilizando-se da mesma mochila com alça bilateral ajustável. Para a Tarefa 2 a média da carga foi de 3,24 kg e, para a Tarefa 3 a média da carga foi de 6,5 kg. Para cada tarefa, foram registradas cinco repetições (passadas), cujo tempo de

duração foi de 4 segundos cada. As câmeras foram calibradas e sincronizadas de forma a iniciarem a captura das imagens simultaneamente. O sistema de câmeras e o eletromiógrafo foram sincronizados para iniciar a captura das imagens e das atividades musculares ao mesmo tempo.

Processamento dos Dados – Foram utilizados os programas Excel (Microsoft, Office XP 2003) e KaleidaGraph (Synergy software, version 3.08) para o tratamento *off line* dos dados. Os dados cinemáticos foram filtrados por um filtro passa-alta com frequência de corte de 5 Hz e, posteriormente foram calculados o deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo. Os sinais de EMG foram retificados, alinhados (no início do movimento, baseado no deslocamento linear da ponta do pé) e normalizados pelo pico de atividade EMG. Todos os dados foram normalizados no tempo pelo ciclo da marcha de 0% (primeiro toque do calcâneo) a 100% (segundo toque do calcâneo). A média das três repetições foi calculada e, a partir dela, foi calculado o deslocamento angular mínimo (AM), deslocamento angular máximo (AMAX), excursão angular (EA) da tarefa e a integral da atividade EMG (IEMG) em duas fases (estação e oscilação) da marcha. A média do deslocamento AM, AMAX, EA e IEMG foram organizadas em tabelas e foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk W, o qual revelou a não normalidade dos dados, sendo então submetidos ao teste de Wilcoxon, para comparação entre as tarefas com e sem carga. O nível de significância foi considerado $\leq 0,05$.

Resultados

Fase de Estação – Os resultados revelaram que na fase de estação o AMAX, em comparação entre as Tarefas 1 e 2, apresentou diferença no quadril, com aumento da amplitude angular ($p=0,009$) na Tarefa 2 (Tabela 1). Quando comparadas as Tarefas 1 e 3, o quadril apresentou aumento da amplitude angular ($p=0,002$) para Tarefa 3. A comparação entre as Tarefas 2 e 3 também mostrou maior amplitude angular para articulação do quadril ($p=0,01$) na Tarefa 3, enquanto as demais articulações foram similares ($p>0,2$). Na EA quando comparadas as Tarefas 1 e 2, houve diferença no quadril ($p=0,01$), com maior amplitude na Tarefa 2. Quando comparadas as Tarefas 1 e 3, o quadril apresentou maior amplitude na Tarefa 3 ($p=0,002$).

Ao comparar as Tarefas 2 e 3 todas as articulações permaneceram similares ($p>0,20$) bem como o AM para todas as comparações.

Os resultados da IEMG mostraram que, na fase de estação da marcha, quando comparadas as Tarefas 1 e 2 (Tabela 3) o GL apresentou aumento significativo da atividade eletromiográfica ($p=0,04$), para Tarefa 2, sendo os demais músculos similares. Já quando comparadas as Tarefas 1 e 3, e 2 e 3, todos os músculos foram similares ($p>0,01$) (Tabela 2)

Tabela 1- Ângulo mínimo (AM), máximo (AMAX) e excursão angular (EA) nas fases de estação (F1) e oscilação (F2) nas diferentes tarefas (Tarefa 1 = 0%, Tarefa 2 = 10% do PC e Tarefa 3 = 20% do PC).

| ÂNGULOS – MEDIANA (PERCENTIL 25-75) | | | | | | |
|-------------------------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| VARIÁVEL | TAREFA 1 | | TAREFA 2 | | TAREFA 3 | |
| AM | F1 | F2 | F1 | F2 | F1 | F2 |
| Tornozelo | 72,17 (70,56-76,41) | 69,52 (68,29-72,46) | 73,36 (69,71-75,51) | 70,86 (68,24-72,78) | 72,43 (69,93-79,39) | 69,60 (65,73-72,81) |
| Joelho | 8,35 (5,98-11,18) | 7,17 (5,30-9,41) | 9,01 (5,70-13,23) | 8,21 (3,80-11,28) | 8,59 (5,94-13,14) | 8,42 (4,36-12,50) |
| Quadril | 5,85 (2,18-8,41) | 4,56 (3,04-5,96) | 5,01 (2,60-8,98) | 4,60 (3,06-6,46) | 6,43 (3,77-10,66) | 5,65 (3,63-9,67) |
| AMAX | | | | | | |
| Tornozelo | 90,06 (87,74-92,39) | 89,34 (86,66-90,66) | 91,68 (87,54-94,07) | 89,73 (87,04-91,80) | 92,38 (88,95-93,88) | 90,88 (86,11-92,19) |
| Joelho | 14,46 (11,47-18,42) | 50,64 (40,45-53,85) | 14,51 (12,32-19,89) | 52,31 (39,42-53,72) | 14,53 (12,25-21,74) | 47,71 (42,49-56,13) |
| Quadril | 18,27 (14,23-21,12) | 19,91 (14,77-23,48) | 24,39 (17,07-28,79) | 23,97 (18,87-28,12) | 27,53 (20,92-30,86) | 27,49 (22,25-32,71) |
| EA | | | | | | |
| Tornozelo | 17,67(13,75-21,51) | 18,50(17,25-21,27) | 16,81(15,75-20,97) | 19,03(18,23-20,75) | 19,35(14,02-23,65) | 21,40(18,90-25,25) |
| Joelho | 6,39(4,57-9,00) | 41,16(29,41-47,03) | 5,79(5,42-7,03) | 42,11(30,12-44,23) | 6,02(5,37-7,92) | 38,80(29,06-46,82) |
| Quadril | 11,97(6,86-14,65) | 15,66(9,84-18,85) | 18,05(12,26-22,34) | 18,34(14,45-25,04) | 19,48(16,34-23,16) | 20,17(16,69-26,02) |

Tabela 2 Análise da atividade eletromiográfica (EMG) nas fases de estação (F1) e oscilação (F2) da marcha nas diferentes tarefas (Tarefa 1 = 0%, Tarefa 2 = 10% do PC e Tarefa 3 = 20% do PC).

| Variáveis | MEDIANA (percentil 25-75) (Wilcoxon) | | | |
|-----------------|--------------------------------------|------------------------------|---------------------|------------------------|
| | F1 | Valor de p | F2 | Valor de p |
| | | TA | | |
| Tarefa 1 | 8,77 (5,67-10,55) | 0.530 ^{&} | 13,65 (11,07-15,65) | 0.209 ^{&} |
| Tarefa 2 | 7,75 (6,00-10,18) | 0.753* | 11,85 (9,47- 15,02) | 0.009* |
| Tarefa 3 | 7,73 (6,11-9,26) | 0.637 ^Ω | 10,55 (9,20-12,80) | 0.480 ^Ω |
| | | GL | | |
| Tarefa 1 | 10,67 (8,18-12,15) | 0.049^{&} | 13,12 (11,87-17,05) | 0.875 ^{&} |
| Tarefa 2 | 12,07 (8,98-13,96) | 0.432* | 15,39 (10,89-17,50) | 0.875* |
| Tarefa 3 | 11,77 (9,83-13,06) | 0.637 ^Ω | 13,39 (11,23-16,00) | 0.307 ^Ω |
| | | RA | | |
| Tarefa 1 | 17,59 (14,81-24,57) | 0.937 ^{&} | 33,00 (22,31-41,02) | 0.099 ^{&} |
| Tarefa 2 | 16,02 (11,37-27,86) | 0.582* | 24,39 (20,86-35,56) | 0.034* |
| Tarefa 3 | 15,0 (11,01-24,52) | 0.480 ^Ω | 20,52 (15,66-37,99) | 0.157 ^Ω |
| | | EE | | |
| Tarefa 1 | 9,44 (8,50-14,48) | 0.307 ^{&} | 18,76 (13,29-22,89) | 0.937 ^{&} |
| Tarefa 2 | 12,86 (8,10-18,09) | 0.637* | 16,39 (13,10-27,82) | 0.307* |
| Tarefa 3 | 9,35 (6,60-18,11) | 0.209 ^Ω | 15,53 (10,07-22,63) | 0.307 ^Ω |
| | | VMO | | |
| Tarefa 1 | 9,64 (7,98- 14,73) | 0.388 ^{&} | 18,37 (13,75-23,82) | 0.637 ^{&} |
| Tarefa 2 | 12,90 (9,65-16,01) | 0.694* | 16,95 (14,61-21,09) | 0.084* |
| Tarefa 3 | 9,89 (8,13-16,50) | 0.530 ^Ω | 16,16 (11,75-20,45) | 0.388 ^Ω |
| | | BF | | |
| Tarefa 1 | 13,66 (11,67-17,27) | 0.136 ^{&} | 24,52 (18,29-27,41) | 0.875 ^{&} |
| Tarefa 2 | 16,79 (13,69-18,53) | 0.272* | 24,13 (21,14-28,42) | 0.753* |
| Tarefa 3 | 15,45 (12,73-18,74) | 0.813 ^Ω | 22,80 (20,51-26,07) | 0.530 ^Ω |

[&] = Tarefa 1 x Tarefa 2 * = Tarefa 1 x Tarefa 3 ^Ω = Tarefa 2 x Tarefa 3

Fase de Oscilação – Na fase de oscilação quando comparadas as Tarefas 2 e 3 do AM houve diferença significativa nas articulações de tornozelo ($p=0,03$) com diminuição na amplitude angular. Já as articulações do Joelho ($p=0,04$) e quadril ($p=0,02$) apresentaram aumento da amplitude na Tarefa 3. Quanto ao AMAX, na comparação entre as Tarefas 1 e 2, houve aumento da amplitude angular do quadril ($p=0,007$), bem como quando comparadas as Tarefas 1 e 3 ($p=0,002$) e 2 e 3 ($p=0,002$).

Na EA quando comparadas as Tarefas 1 e 2 houve aumento da amplitude articular do quadril ($p=0,007$) bem como quando comparadas as Tarefas 1 e 3, ($p=0,002$). Na comparação entre as Tarefas 2 e 3, apenas o tornozelo apresentou maior amplitude ($p=0,01$).

Para IEMG na fase de oscilação, quando comparadas as Tarefas 1 e 3, os músculos TA ($p=0,009$) e RA ($p=0,03$) apresentaram diminuição significativa da atividade eletromiográfica na Tarefa 1 (Tabela 2).

Já quando comparadas as Tarefas 1 e 2; 2 e 3 todos os músculos foram similares ($p > 0,08$).

Discussão

Na fase de estação houve aumento do ângulo máximo (quando comparadas todas as tarefas entre si) e o aumento da excursão angular de quadril (quando comparadas as Tarefas 1 e 2, e Tarefas 1 e 3) indicando que pode ter ocorrido a retração do ombro como forma de compensação da a inclinação anterior do tronco, aumentando assim o ângulo do quadril. Os resultados mostraram ainda que o músculo GL apresentou aumento da atividade eletromiográfica quando comparadas as Tarefas 1 e 2. O aumento da carga e a consequente a inclinação anterior do tronco, tende a promover a diminuição do controle postural^[10] decorrente do deslocamento anterior do centro de massa, justificando a maior atividade EMG do GL para desaceleração da tibia e impulsão do corpo à frente. No entanto, no presente estudo, não foram encontradas diferenças quando aplicados 20% do PC. Esta divergência pode estar relacionada com a retração dos ombros reduzindo o deslocamento do centro de massa, minimizando a necessidade de ativação do GL.

Na fase de oscilação em relação ao ângulo mínimo e comparando as Tarefas 2 e 3, houve diminuição da amplitude angular de tornozelo, aumento da amplitude angular de joelho e quadril, ou seja, maior elevação da perna, o que pode ser explicado pelo aumento da carga que gera mais instabilidade, deslocando o centro de massa para o lado oposto com mais facilidade.

Nos ângulos máximos houve aumento do ângulo do quadril em todas as comparações de Tarefas. Na excursão angular também houve um aumento do ângulo do quadril quando comparadas as Tarefas 1 e 2, e Tarefas 1 e 3. Ao carregar uma mochila com carga, o quadril manteve o padrão adotado na fase de estação. Também houve aumento na excursão angular de tornozelo quando comparadas as Tarefas 2 e 3, o que sugere uma redução na dorsiflexão do pé. Isto pode ser confirmado pela redução da atividade EMG do músculo TA. Quando comparadas as Tarefas 1 e 3 o TA e o RA tiveram menor atividade EMG, mas não houve modificação na cinemática para o tornozelo. Isto pode ser explicado pelo possível aumento da atividade muscular de outros músculos, não analisados no presente estudo.

Por outro lado, a redução do RA pode estar relacionada com a inclinação anterior do tronco, reduzindo a necessidade de ativação desse músculo. A carga possivelmente foi sustentada pelos músculos da cintura escapular e ombros^[4] como o peitoral maior. Sendo assim, os achados do presente estudo demonstram que, o transporte de carga superior a 10% do peso corporal não seria aceitável, uma vez que o excesso de carga altera a cinemática, e faz com que o corpo compense inclinando o tronco para frente, alterando o padrão de recrutamento de alguns músculos.

Referências

- [1] Oviedo PR, Ravina AR, Ríos MP, Ríos MP, García FB, Fernández DG, Alonso AF, Nunes IC, Pacios PG, Turiso J. School children's backpacks, back pain and back pathologies. *Arch Dis Child* 2012; 97(8):730-732.
- [2] Kim MH, Yi CH, Kwon OY, Cho SH, Yoo WG. Changes in neck muscle electromyography and forward head posture of children when carrying schoolbags. *Ergonomics* 2008; 51(6):890-901.
- [3] Ries LG, Martinello M, Medeiros M, Cardoso M, Santos GM. The effects of different backpack weights on postural alignment of children of school age. *Motricidade* 2012; 8(4):87-95.
- [4] Hong Y, Brueggemann G. Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait Posture* 2000; 11(3):254-9.
- [5] Hong Y, Cheung C. Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait Posture* 2003; 17(1):28-33.
- [6] Hong Y, Cheung C. Electromyography Responses of back Muscles during load carriage walking in children. *Open Journal Systems (OJS)* 2002; 405-408.
- [7] Al-Khabbaz YS, Shimada T, Hasegawa M. The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait Posture* 2008; 28(2):297-302.
- [8] Bauer DH, Freivalds A. Backpack load limit recommendation for middle school students based on physiological and psychophysical measurements. *Work* 2009; (32): 339-350.
- [9] Hermes HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendation for SEMG sensor and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10 (5):361-74.
- [10] Pau M, Kim S, Nussbaum MA. Does load carriage differentially alter postural sway in overweight vs. normal-weight schoolchildren? *Gait Posture* 2012; 35(3):378-382.