

Santa Maria, v. 42, n.1, p. 129-136, jan./jun. 2016

EFEITO DA ADIÇÃO DE CARGA NO TRONCO SOBRE A MARCHA DE UM SUJEITO COM ATAXIA

EFFECTS OF TRUNK LOAD ADDITION ON GAIT IN AN ATAXIC SUBJECT

**Carla Emilia Rossato¹, Mateus Corrêa Silveira², Eliane Celina Guadagnin¹,
Ana Lucia Cervi Prado³, Carlos Bolli Mota⁴**

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi descrever as alterações sobre a cinemática da marcha após a adição de carga no tronco de um sujeito com ataxia. A avaliação da marcha foi realizada sem e com o uso de colete (modelo A e B). Para a obtenção dos dados referentes às variáveis estudadas foi utilizado o sistema de cinemática VICON. Os principais resultados encontrados apontam que para a situação com o colete A houve um menor tempo de apoio simples e um maior tempo de apoio duplo em comparação a situação sem colete. Já em relação à velocidade da marcha podemos notar que a velocidade foi maior na situação com o colete B. Por outro lado, na situação sem colete o sujeito teve um comprimento de passo maior e uma largura do passo menor. Conclui-se que a adição de carga no tronco da forma utilizada neste estudo não se mostrou benéfica para a marcha.

Descritores: Marcha; Ataxia; Equipamentos de Autoajuda; Aparelhos Ortopédicos.

ABSTRACT

The purpose of this study was to describe the changes on gait kinematics after the load added in the trunk of subject with ataxia. The data collection was carried out in three steps, without using any vest and with the use of vests (model A and model B). To obtain data of the studied variables the VICON system was used. The main findings were that, for the situation with the vest A occurred a shorter uni foot support and a longer bipedal support, compared to the situation without a vest. In relation to gait velocity was observed that the rate was higher in the situation with the vest B. On the other hand the situation without vest, the subject had a greater step length and shorter step width. Therefore can be concluded that, adding load in the trunk as used in this study did not prove be beneficial for the gait.

Descriptors: Gait; Ataxia; Self-help Devices; Orthotic Devices.

¹ Mestre em Educação Física pela Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), Santa Maria, RS, Brasil.

² Mestre em Ciências do Movimento Humano pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS, Brasil.

³ Doutora em Ciências da Saúde pela Universidade de Brasília (UnB), Brasília, DF, Brasil.

⁴ Doutor em Ciência do Movimento Humano pela Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), Santa Maria, RS, Brasil.

Introdução

A ataxia é caracterizada por um desequilíbrio ao caminhar e é um dos principais sintomas da Doença de Machado-Joseph (DMJ)¹. A DMJ pertence ao grupo das ataxias espinocerebelosas autossômicas dominantes², deve-se à presença de mutação genética constituída de repetições trinucleotídicas instáveis (CAG) que aloca-se no cromossomo 14³. Essa mutação gênica faz com que alterações neurodegenerativas ocorram envolvendo os sistemas cerebelares, motor-ocular, piramidal, extrapiramidal e motor-periférico⁴. Por sua vez, essas alterações geram consequências em varias regiões do corpo de quem possui esta doença, sendo que uma das primeiras alterações manifesta-se na marcha⁵, a chamada marcha atáxica⁶.

Os sintomas da DMJ iniciam na vida adulta, progredindo gradualmente e afetando principalmente o caminhar, produzindo oscilações laterais e com o passar do tempo, provocando quedas⁷. Conforme descrito por Sequeiros e Coutinho⁸, após analisarem 143 pacientes portugueses (78 homens e 65 mulheres), a ataxia da marcha foi o sintoma clínico mais frequentemente encontrado (92%). Na marcha atáxica, o indivíduo tenta ampliar a base de sustentação, apresentando instabilidade, passos irregulares e um desvio lateral⁹, além da redução na velocidade do passo e movimento com tremor de grande amplitude¹⁰. Esta marcha caracteriza-se por ser titubeante, insegura e a amplitude e a direção de cada passo são irregulares. Os pés estão afastados (aumento da largura do passo) e os membros superiores estão em abdução⁶. A manutenção da estabilidade durante a caminhada é mais complicada do que a manutenção da postura estável estática, pois a projeção do centro de gravidade está, em muitos momentos, fora da base de apoio durante a marcha¹¹.

Esta manutenção da estabilidade durante a marcha pode ser alterada quando a percepção e/ou a propriocepção do tronco são modificadas, o que pode ser feito com o uso de órteses. A informação proprioceptiva alterada a partir do tronco é um fator que pode influenciar a seleção da estratégia de movimento¹², assim como, o foco atencional do indivíduo, quando dirigido a algum fator externo, pode alterar a sua percepção e diminuir as alterações em seus padrões de movimento na marcha¹³.

Estas estratégias, onde há um aumento da propriocepção e/ou percepção do tronco ou aumento do foco atencional do sujeito sobre a tarefa a ser realizada, podem ser utilizadas no intuito de melhorar a marcha de sujeitos com ataxia já que não existe, até o momento, um tratamento farmacológico eficaz para os sintomas clínicos da DMJ, o que faz com que haja uma busca por novas formas de tratamentos não curativos, ou seja, tratamentos para amenizar os sintomas da doença. Estes tratamentos melhoram a qualidade de vida e o bem-estar destes pacientes¹⁴.

As tecnologias assistidas, através da criação ou adaptação de órteses, têm fornecido suporte para corrigir ou reduzir a necessidade de sustentação de peso na fase de apoio, auxiliando a mobilidade do indivíduo, contribuindo para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais e consequentemente promover uma vida mais independente¹⁵. Existe uma carência em relação às formas de tratamento oferecido para sujeitos com sintomas de ataxia, bem como, formas de proporcionar aos mesmos uma melhora em relação à qualidade de vida. Assim, o desenvolvimento de pesquisas que busquem novas técnicas de tratamento e consequentemente, melhora da qualidade de vida desses sujeitos é de suma importância.

Diante disso, o objetivo deste trabalho foi descrever as alterações sobre a cinemática da marcha após a adição de carga no tronco de um sujeito com ataxia devido a DMJ.

Metodologia

Este estudo caracteriza-se como um estudo de caso descritivo-exploratório¹⁶, foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Santa Maria (CAAE-04949212.5.0000.5346), estando de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Participou do estudo um sujeito com sintomas de ataxia, devido a DMJ, que foi convidado a participar voluntariamente da pesquisa. Este sujeito possuía 53 anos de idade, 1,75 m de estatura, 80 kg de massa corporal e comprimento de membro inferior de 93 cm (mediada da crista ilíaca anterior até o maléolo medial). Além disso, o mesmo não possuía outra doença associada, não fazia uso de nenhuma medicação para melhorar a condição físico motora ou para os sinais motores que comprometiam a marcha e a fala, e realizava fisioterapia duas vezes na semana. As coletas foram realizadas nos dias que o mesmo não tinha fisioterapia para evitar a fadiga do mesmo.

Os dados referentes às variáveis espaço-temporais da marcha foram coletados através de um sistema de cinemetria (VICON 624, Oxford, Reino Unido), constituído de sete câmeras de infravermelho, que reconhecem em tempo real os marcadores reflexivos colocados no sujeito. Esses dados foram coletados com frequência de aquisição de 100 Hz.

O posicionamento dos marcadores no sujeito foi feito de acordo com o modelo *PluginGait* (UPA & FRM), o qual necessita de 39 pontos de referência localizados na cabeça, tórax, pelve, membros inferiores e membros superiores do sujeito. Foram utilizados marcadores reflexivos (14 mm de diâmetro). Os dados cinemáticos foram filtrados com um filtro digital Butterworth passa-baixas de 4ª ordem com frequência de corte de 5 Hz.

A partir dos dados filtrados, foram calculadas as variáveis espaço-temporais da marcha, tais como, comprimentos de passo (direito e esquerdo), comprimento de passada e largura do passo. Essas foram calculadas a partir da posição dos marcadores dos calcanhares quando o pé toca no solo, normalizadas pelo comprimento do membro inferior do sujeito. Já os tempos de apoio simples e duplo, além das fases da marcha foram obtidos a partir do tempo que os pés permanecem em contato com o solo, para isso foram utilizados os marcadores do calcanhar e ponta de pé. A velocidade média da marcha foi obtida a partir da velocidade média do Centro de Massa do sujeito.

Para a avaliação da marcha com a adição de carga no tronco, foram utilizados dois modelos de órteses (coletes para o tronco com cargas adicionais). O acréscimo de peso corporal foi de 3,75 % de sua massa corporal. O primeiro colete, chamado de colete A (Figura 1A), foi feito em tecido gabardinado, de tamanho único e que já vinha sendo utilizado durante sessões de fisioterapia no sujeito do estudo. Este continha quatro bolsos, dois na região anterior e dois na região posterior, distribuídos simetricamente, onde foram inseridas barras metálicas. A distribuição das mesmas obedeceu ao critério de melhor resposta a postura e oscilações de tronco do sujeito em relação à adição de carga. Dessa forma, de acordo com a percepção do sujeito, foram colocados 1 kgf (duas barras de 0,5 kgf cada) na região anterior do tronco e 2 kgf (duas barras de 1 kgf cada) na região posterior do tronco, totalizando 3 kgf.

O segundo colete utilizado, chamado de colete B (Figura 1B), foi confeccionado sob medida para o sujeito participante deste estudo em tecido impermeável, resistente e revestido em velcro. O carga no tronco foi adicionado através de placas metálicas de chumbo, também revestidas com velcro, com formato retangular, medindo 12 cm de comprimento e 9 cm de largura e pesando 0,2 kgf cada. As placas foram fixadas ao colete sobre os ombros e tronco (porção anterior e posterior) totalizando uma carga de 3 kgf, obedecendo ao relato do sujeito quanto a sua percepção de melhora da estabilidade do tronco.



Foto da esquerda, colete A de material gabardinado; foto da direita, colete B de velcro juntamente com as cargas que foram inseridas nos coletes

Figura 1 - Coletes utilizados nas coletas de dados

Foram realizadas três tentativas de caminhada em linha reta para cada condição (sem o uso de colete, com o colete A e com o colete B), em velocidade autosselecionada, em um percurso de seis metros de comprimento. Previamente às avaliações foi realizado um pré-teste com o intuito de apenas familiarizar o sujeito e assim minimizar o efeito da aprendizagem nos resultados dos demais testes. Os dados deste pré-teste não foram utilizados para o estudo. Todas as tentativas de caminhada foram realizadas sem dispositivos de auxílio de marcha (muleta). As coletas foram realizadas em três datas distintas. A primeira foi realizada com o sujeito sem o uso de órteses. Na segunda avaliação foi utilizado o colete A. E durante a terceira avaliação o sujeito utilizou o colete B. Ocorreu um intervalo de duas semanas entre cada sessão de avaliação. Durante o período de avaliações o sujeito continuo fazendo fisioterapia convencional, o qual vinha realizando antes dos testes.

Para a análise dos dados foi utilizada a estatística descritiva. Foram calculadas as médias de três tentativas válidas em cada situação proposta, sendo que para o cálculo das médias em cada uma das tentativas foram considerados todos os passos e passadas realizados ao longo dos seis metros de caminhada.

Resultados e Discussão

Os resultados revelam que a adição de carga no tronco proporcionou mudanças nas funções pesquisadas e que o desenho da órtese teve influência sobre os resultados quando comparando os coletes A e B, conforme observado para todas as variáveis espaço-temporais estudadas. Estes resultados indicam que com o colete A o sujeito estava mais instável, aumentando seus tempos de apoio simples e duplo, diminuindo o comprimento do passo e da passada para adquirir mais segurança durante a marcha, conforme demonstrado nas tabelas 1 e 2. Talvez isso se deva ao fato de que no modelo A, as barras metálicas inseridas nos bolsos do colete oscilam conforme o movimento do sujeito, diferente do modelo B onde o carga foi inserido através da fixação das barras junto ao tronco do sujeito.

Os resultados referentes às variáveis espaço-temporais da marcha apresentaram algumas variações nas três situações propostas (sem colete, colete A e colete B). Na Tabela 1 encontram-se os dados sobre as variáveis temporais da marcha.

Tabela 1 - Variáveis temporais da marcha, valores em média \pm desvio padrão

Variáveis	Situações		
	Sem colete	Colete A	Colete B
Apoio Simples Direito (s)	0,56 \pm 0,06	0,52 \pm 0,05	0,39 \pm 0,04
Apoio Simples Esquerdo (s)	0,55 \pm 0,09	0,47 \pm 0,10	0,48 \pm 0,04
Apoio Duplo (s)	0,26 \pm 0,00	0,27 \pm 0,02	0,20 \pm 0,04
Cadência (passos/s)	1,28 \pm 0,17	1,46 \pm 0,15	1,71 \pm 0,13
Velocidade da marcha (m/s)	0,38 \pm 0,05	0,34 \pm 0,04	0,46 \pm 0,03
Fase de Apoio (%)	62,91 \pm 2,62	66,69 \pm 3,80	64,20 \pm 6,96
Fase de Balanço (%)	37,09 \pm 2,62	33,31 \pm 3,80	35,80 \pm 6,96

Colete A: colete de tecido gabardinado; Colete B: colete revestido por velcro, sendo que os dois tiveram um acréscimo de 3kgf de carga.

Na Tabela 2 estão expostas as variáveis espaciais da marcha.

Tabela 2 - Variáveis espaciais da marcha, valores em média \pm desvio padrão, normalizadas pelo comprimento do membro inferior do sujeito.

Variáveis	Situações		
	Sem colete	Colete A	Colete B
Compr. Passada (cm)	0,74 \pm 0,04	0,53 \pm 0,02	0,66 \pm 0,05
Compr. Passo Direito (cm)	0,32 \pm 0,01	0,24 \pm 0,03	0,31 \pm 0,03
Compr. Passo Esquerdo (cm)	0,40 \pm 0,02	0,29 \pm 0,04	0,35 \pm 0,04
Largura do Passo (cm)	0,17 \pm 0,02	0,19 \pm 0,01	0,18 \pm 0,02

Compr: comprimento; Colete A: colete de tecido gabardinado; Colete B: colete revestido por velcro, sendo que os dois tiveram um acréscimo de 3kgf de carga.

No estudo de Rossato *et al.*¹⁷ que avaliou a adição de peso sobre o tronco no equilíbrio postural estático e dinâmico de um sujeito com ataxia, a adição de peso se fez através do uso de coletes. Foi avaliado o equilíbrio estático e dinâmico em três situações, com coletes (modelos A e B) e sem colete. Os pesquisadores obtiveram como resultado que o uso de um dos modelos de colete, onde o peso não era fixado ao corpo, ou seja, oscilava ao caminhar do sujeito, houve pior equilíbrio estático e dinâmico, isto vai de encontro com o presente estudo onde o uso do colete A fez com que o sujeito tivesse um aumento dos tempos de apoio simples e duplo e um aumento na largura do passo, assim como, diminuição no comprimento do passo e passada, acredita-se que estas estratégias durante a marcha foram na tentativa de manter o equilíbrio corporal, mas que, não melhoraram o mesmo.

O acréscimo de peso para melhora da marcha e equilíbrio também pode ser feito com a fixação do peso nos membros inferiores, como descrito por Dias *et al.*¹⁸ que avaliou o efeito do treino de marcha com adição de carga nos membros inferiores, em sujeitos com ataxia. Participaram do estudo 21 sujeitos com ataxia, divididos em dois grupos: com adição de peso e sem adição de peso. Todos realizaram 20 sessões de fisioterapia, porém o grupo com adição de peso, durante o treino de marcha, o fazia com adição de carga no tornozelo. Foram avaliados através das escalas de Equilíbrio de Berg, *Dynamic Gait Index*, *Equiscale*, *International Cooperative Ataxia Rating Scale* e Medida de Independência Funcional, durante as avaliações não faziam o uso de peso. Os testes demonstraram que o grupo que fez a adição de peso durante as sessões de fisioterapia apresentou melhores resultados após as sessões, em relação à coordenação da marcha, melhora do equilíbrio estático e dinâmico e independência funcional comparado ao grupo sem peso, de forma estatisticamente significativa, comprovando a efetividade da adição de peso durante treino de marcha.

Diante disso, acredita-se que o uso de carga no tronco, para treino de marcha, em membros inferiores traz benefícios na qualidade da marcha dos portadores de ataxia, alterando a programação motora e conexões neurais cerebelares, possíveis de alterações na aprendizagem motora. A carga no tronco pode aumentar a percepção corporal dos sujeitos, promovendo um aumento do feedback e uma diminuição do tremor durante o movimento¹⁹. No presente estudo, como o acréscimo de carga no tronco durante a marcha não se mostrou efetivo, acredita-se que se o acréscimo de carga no tronco tivesse ocorrido somente durante as sessões de fisioterapia para treino de marcha, como no estudo de Dias *et al.*¹⁸ que foi utilizado para um aumento do feedback e ganho de força, ou se o sujeito tivesse tido um tempo maior para poder adquirir uma percepção corporal mais efetiva talvez os resultados não seriam os mesmos, podendo ter resultados mais efetivos na marcha sem acréscimo de carga pós treinamento com carga.

No presente estudo não houve tempo para haver um aprendizado da nova situação proposta (acrécimo de carga), somado a isso, pessoas com a DMJ tem um comprometimento da região do cerebelo. Segundo Stolze *et al.*⁹, o cerebelo é importante na realização de movimentos que envolvem o recrutamento de várias articulações, pois realiza o ajuste compensatório da marcha através do *feedback*, e age como um regulador entre a intenção e a ação do movimento, comparando os sinais internos que informam a intenção do movimento, com sinais externos que informam o movimento real. Se esta estrutura está afetada e o sujeito recebe uma carga de informações corporais diferentes (acrécimo de carga no tronco) é provável que possam ocorrer alterações da marcha do sujeito ou que os resultados desfavoráveis, como aumento da largura do passo e diminuição do comprimento da passada (indicativos de instabilidade), obtidos no presente estudo durante a marcha com acréscimo de carga no tronco estejam relacionados a estes fatores.

Segundo Perry²⁰, cada ciclo de marcha é dividido em duas fases da marcha, apoio e balanço. A distribuição dos períodos de contato com o solo na caminhada de uma pessoa saudável é de 60% para a fase de apoio e 40% para a fase de balanço. A duração precisa desses intervalos do ciclo de marcha varia com a velocidade de marcha do indivíduo, na velocidade habitual de 1,3 m/s, os períodos de apoio e balanço representam respectivamente 62% e 38% do ciclo da marcha. No presente estudo, foi possível observar que os tempos das fases de apoio e balanço diferiram entre elas nas três situações estudadas, sendo que a situação que ficou mais próximo aos dados de sujeitos com marcha normal, segundo dados de Perry²⁰, foi à situação sem colete, 62,91% e 37,09% para as fases de apoio e balanço respectivamente, sendo que a situação que mais diferiu da marcha normal (sem patologias associadas) foi à situação com o uso do colete A onde o sujeito estudado teve 66,69% e 33,31% para as fases de apoio e balanço respectivamente.

A velocidade média da marcha habitual, no presente estudo, assumiu valores bem distintos de uma velocidade de marcha habitual de pessoas saudáveis, que segundo Perry²⁰ é de 1,3 m/s. A velocidade da marcha assumiu valores de 0,38 m/s, 0,34 m/s e 0,46 m/s para as situações sem colete, colete A e colete B, respectivamente, o que pode ter levado a alterações nas durações das fases da marcha. Pessoas com ataxia tem uma redução na velocidade do passo e movimento com tremor de grande amplitude¹⁰ e tendem a ter uma velocidade de marcha mais lenta que indivíduos normais.

Programas de exercícios de fortalecimento muscular, equilíbrio, coordenação e treino de marcha, têm demonstrado uma melhora substancial na velocidade em realizar as tarefas de vida diária nos indivíduos com ataxia cerebelar²¹.

Na marcha atáxica ocorre um aumento da base de sustentação⁹, que depende da largura e comprimento do passo, e uma redução da velocidade do passo¹⁰, o que também foi observado no sujeito estudado na condição normal, sem colete. Quando a condição foi mudada, para situações com acréscimo de carga a variável largura do passo, mostrou um aumento para ambas as condições com colete, e o comprimento do passo diminuiu para ambas as situações com colete. Já, em relação a velocidade do passo, pode-se observar que para a situação com o colete A houve uma diminuição da velocidade ainda maior em relação a situação sem colete, porém na situação com colete B a velocidade assumiu seu maior valor. Acredita-se que essa maior velocidade para a situação com o colete B tenha ocorrido devido ao aumento de carga no tronco fazer com que o CM fique mais elevado, ficando mais distante do eixo de rotação do corpo, o que torna mais difícil iniciar (ou interromper) o movimento angular, ou seja, o sujeito tem uma dificuldade para iniciar o movimento, mas depois que inicia torna-se mais difícil parar o movimento.

Investigações sobre o efeito do treinamento de marcha com carga adicional em sujeitos com Doença de Parkinson vêm mostrando bons resultados²²⁻²⁴. Filippin *et al.*²², investigaram nove sujeitos com Doença de Parkinson, nos quais foi realizado treino de marcha com acréscimo de 10% do peso corporal. O treino foi realizado 50 minutos por dia, três dias por semana, durante 18 semanas. Teve como resultado melhora na qualidade de vida e diminuição da deficiência motora. O acréscimo de peso corporal no presente estudo (3,75%) foi bem inferior ao de Filippin²², devido ter a finalidade de aumentar a estabilidade do sujeito durante a marcha. Por outro lado, no estudo de Filippin *et al.*²² o peso teve a finalidade de sobrecarga de treinamento, melhora do condicionamento físico.

Pode-se citar como limitações do estudo o fato de não ter avaliado a marcha somente com o uso do colete, sem a adição de carga. O colete pode dar um aumento do feedback para o sujeito, melhorando a propriocepção e esta sim melhorar o equilíbrio do sujeito. Pode-se destacar para estudos futuros a realização de treinamento com colete com cargas, no intuito de observar o efeito do uso deste dispositivo a longo prazo.

Considerações Finais

Conclui-se, a partir do presente estudo de caso, que a adição de carga ao tronco em um sujeito com ataxia devido a DMJ, através do uso dos coletes, não alterou a cinemática da marcha de maneira positiva com o uso dos coletes, não levando a melhoras na marcha do sujeito estudado. Os melhores resultados neste estudo foram encontrados na situação onde o sujeito estudado não fazia uso dos coletes com cargas adicionais ao tronco.

Novos estudos devem ser realizados, com um número maior de sujeitos, para podermos aferir que o uso de colete com adição de carga no tronco altera realmente de forma negativa a marcha de sujeitos com DMJ. A partir deste estudo sugere-se que o colete com acréscimo de carga não seja utilizado nas atividades diárias de sujeitos com ataxia, pois pode tornar a marcha destes sujeitos mais instável. Já o uso do colete durante atendimentos de fisioterapia, no treino de marcha, melhora da propriocepção e força muscular destes sujeitos deve ser feito com cautela.

Referências

1. Stevanin G, Durr A, Brice A. Clinical and molecular advances in autosomal dominant cerebellar ataxias: from genotype to phenotype and pathophysiology. *Eur J Hum Genet.* 2000;8(1):4-18.
2. Bettencourt C, Lima M. Machado-Joseph disease: from first descriptions to new perspectives. *Orphanet J Rare Dis.* 2011;2(6):35.
3. Reis CE, Liberato BB, Hartmann AL, Araújo AQC. Doença de Machado-Joseph: atualização. *Rev bras neurol.* 1998;34(3):83-91.
4. Bettencourt C, Santos C, Kay T, Vasconcelos J, Lima M. Analysis of segregation patterns in Machado-Joseph disease pedigrees. *J Hum Genet.* 2008;53(10):920-3.
5. Coutinho P. Doença de Machado-Joseph: estudo clínico, patológico e epidemiológico de uma doença neurológica de origem portuguesa. Porto: Bial; 1994. p. 41-106.
6. Soares JLD. Semiologia médica princípios: métodos e interpretação. Lisboa: Lidel; 2007.
7. Machado A. Neuroanatomia Funcional. 2ª ed. São Paulo: Atheneu; 2006.
8. Sequeiros J, Coutinho P. Epidemiology and clinical aspects of Machado-Joseph disease. In: Harding A, Deufel T, Chamberlain S (eds) *Advances in neurology.* Raven Press, New York, 1993. p. 139-153.

9. Stolze H, Klebe S, Petersen G, Raethjen J, Wenzelburger R, Witt K, et al. Typical features of cerebellar ataxic gait. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2002;73(3):310-2.
10. Clopton N, Schultz D, Boren C, Porter J, Brillhart T. Effects of Axial Weight Loading on Gait for Subjects with Cerebellar Ataxia: Preliminary Findings. *J neuro phys ther*.2003;27(1):15-21.
11. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3:193–214.
12. Brumagne S, Cordo P, Lysens R, Verschueren S, Swinnen S. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*. 2000;25(8):989–94.
13. van Dieen JH, Selen LP, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J electromyogr kinesiol*. 2003;13(4):333-51.
14. Carvalho TS. Análise Molecular de indivíduos com Doença de Machado-Joseph, Dissertação de Mestrado 2004, Porto Alegre, RS.
15. Neves MAO, Mello MP, Dumard CH, Antonioli RS, Botelho JP, Nascimento OJM, Freitas, MRG. Abordagem Fisioterapêutica na minimização dos efeitos da ataxia em indivíduos com esclerose múltipla. *Rev Neurocienc*. 2007;15(2):160–5.
16. Thomas JR, Nelson JK. Métodos de Pesquisa em Atividade Física. 3ªed. Porto Alegre: Artmed; 2002.
17. Rossato CE, Prado ALC, Agne JE, Brondani SA. Efeito da adição de peso no tronco sobre o equilíbrio postural de um sujeito com ataxia. *Fisioter Bras*.. 2013;14(6):460-4.
18. Dias ML, Toti F, Almeida SRM, Oberg TD. Efeito do peso para membros inferiores no equilíbrio estático e dinâmico nos portadores de ataxia. *Acta Fisiátrica*. 2009;16(3):116-20
19. Morgan MH. Ataxia and weights. *Physiotherapy*. 1975;61(11):332-4.
20. Perry J. Análise da Marcha. v.1: Marcha Normal. Barueri: Manole; 2005.
21. Ávila IP, Vieitez JAF, Góngora EM, Mastrapa RO, Manresa MG. Efectos de um programa de ejercicios físicos sobre variables neurológicas cuantitativas em pacientes com ataxia espinocerebelosa tipo 2 em estadio leve. *Rev Neurol*. 2004;39(10):907-10.
22. Filippin NT, Costa PHL, Mattioli R. Effects of treadmill-walking training with additional body load on quality of life in subjects with Parkinson's disease. *Rev Bras Fisioter*. 2010;14(4):344-50.
23. Toole T, Maitland CG, Warren E, Hubmann MF, Panton L. The effects of loading and unloading treadmill walking on balance, gait, fall risk, and daily function in Parkinsonism. *NeuroRehabilitation*. 2005;20(4):307-22.
24. Miyai I, Fujimoto Y, Ueda Y, Yamamoto H, Nozaki S, Saito T, et al. Treadmill training with body weight support: its effect on Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(7):849-52.

Carla Emilia Rossato

Endereço para correspondência – Avenida Roraima, nº 1000,
Centro de Educação Física e Desportos, Laboratório de Biomecânica, Sala 1007,
Bairro: Camobi, CEP: 97105-900, Santa Maria, RS, Brasil.

E-mail: carlinharossato@gmail.com

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/8063648214367196>

Mateus Corrêa Silveira – mmbiomec@gmail.com

Eliane Celina Guadagnin – elianecguadagnin@hotmail.com

Ana Lucia Cervi Prado – analucia459@hotmail.com

Carlos Bolli Mota – bollimota@gmail.com

Enviado em 03 de agosto de 2015.

Aceito em 04 de maio de 2016.

