

Relato de caso

Efeito da adição de peso no tronco sobre o equilíbrio postural de um sujeito com ataxia

Effect of adding body weight on postural balance of a patient with ataxia

Carla Emilia Rossato, Ft.* , Ana Lucia Cervi Prado, D. Sc.** , Jones Eduardo Agne, D.Sc.*** , Sergio Antonio Brondani, D.Sc.****

.....
*Especializanda em Atividade Física Desempenho Motor e Saúde, **Professora da Universidade Federal de Santa Maria, ***Professor da Universidade Federal de Santa Maria, ****Professor da Universidade Federal de Santa Maria

Resumo

O objetivo deste trabalho foi descrever o efeito da adição de peso sobre o tronco no equilíbrio postural estático e dinâmico de um sujeito com ataxia, devido à doença Machado-Joseph. Os materiais utilizados para coleta de dados foram dois tipos de órteses para adição de peso. A coleta de dados foi realizada em três etapas, sem a adição de peso e com o uso de órtese (modelo A e modelo B). Para obtenção dos dados do equilíbrio postural estático foi utilizada a plataforma de força. Os dados de força e momento foram utilizados no cálculo de coordenadas do centro de força (COP) para avaliação do equilíbrio estático do sujeito. Para a obtenção dos dados referentes ao equilíbrio postural dinâmico foi utilizado o sistema de cinemetria *VICON*. Foram analisadas as médias de amplitude de deslocamento médio-lateral do Centro de Massa (CM) do sujeito. A utilização de órteses com adição de peso mostrou uma diminuição das amplitudes de deslocamento do COP, nos sentidos anteroposterior e médio-lateral. Também houve uma diminuição do deslocamento médio-lateral do CM fazendo uso da adição de peso. Conclui-se que a adição de peso melhorou o equilíbrio postural estático e dinâmico do sujeito avaliado.

Palavras-chave: equilíbrio postural, ataxia, tecnologia assistiva, órteses.

Abstract

This study aimed to describe the effect of adding body weight on static and dynamic balance on a patient with ataxia, caused by Machado-Joseph disease. The materials used to collect the data were two types of orthosis. The data collection was carried out in three stages, without adding weight and with an orthosis (type A and type B). To obtain the static postural balance it was applied the force plate. The data of strength and moment were used to calculate the coordinates of center of pressure (COP) for evaluating the static balance of the patient. To obtain data referring to the dynamic postural balance we used the *VICON* kinemetry system. The mean amplitude of mid-lateral mass center displacement was analyzed. The use of orthosis with additional body load showed a reduction of amplitude of the pressure center displacement, at the antero-posterior and mid-lateral displacement. Also, the use of adding weight showed a reduction of mid-lateral mass center displacement. We observed that this procedure improved the static and dynamic balance of this patient.

Key-words: postural balance, ataxia, self-help devices, orthotic devices.

Recebido em 26 de março de 2013; aceito em 27 de maio de 2013.

Endereço para correspondência: Carla Emilia Rossato, Laboratório de Biomecânica - Centro de Educação Física e Desportos - UFSM, Av. Roraima, 1000, Bairro Camobi, 97105-900, Santa Maria RS, E-mail: carlinharossato@gmail.com

Introdução

A ataxia é caracterizada por uma incoordenação ao caminhar e é um dos principais sintomas da Doença de Machado-Joseph (DMJ). Um sujeito com ataxia apresenta distúrbios progressivos que ocorrem devido à degeneração dos feixes espinocerebelares, dos feixes piramidais e dos feixes da coluna posterior [1].

A Doença de Machado-Joseph (DMJ), de origem açoriana, com uma prevalência nas ilhas de Flores e São Miguel de 8,2:100.000 e 27,1:100.000 respectivamente, é uma desordem neurodegenerativa de início tardio e de herança autossômica dominante que se caracteriza principalmente por ataxia, espasticidade e movimento ocular anormal [2]. Esta afeta estruturas neurológicas responsáveis principalmente pela coordenação dos movimentos e pelo equilíbrio [3].

No Rio Grande do Sul, devido à imigração vinda dos Açores, encontramos uma alta prevalência da DMJ de aproximadamente 3,5:100.000 com uma maior incidência da doença em relação ao restante do Brasil, o que torna os estudos clínicos acerca da DMJ no Estado de grande importância [2].

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 quedas [4].

Muitas dessas quedas que ocorrem em sujeitos portadores de ataxia são ocasionadas pelo desequilíbrio postural. O equilíbrio postural é base para todo o movimento e é influenciado pelos estímulos sensoriais e motores [5]. Frequentemente é dividido em equilíbrio estático e dinâmico. Equilíbrio estático é a habilidade do corpo se manter em posição estacionária [6], enquanto que neste estudo a definição de equilíbrio dinâmico é a habilidade do indivíduo se locomover, controlando seu corpo sem que exista perigo de queda, por um período de tempo mais prolongado.

O equilíbrio postural é garantido pelas informações sensoriais proprioceptivas, vestibulares ou visuais [7]. Em virtude disto, em situações de privação de uma destas informações, o equilíbrio tanto dinâmico quanto estático pode sofrer efeitos potenciais, pois essa privação pode afetar não somente o equilíbrio postural, mas também a interpretação dos sinais aferentes gerados pelos próprios movimentos [8].

A inexistência, até o momento, de um tratamento farmacológico eficaz para os sintomas clínicos da DMJ 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 pacientes [9].

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 independente [10].

Estudo de Filippin *et al.* [11] mostrou que o uso de carga adicional no tronco de sujeitos com Doença de Parkinson, para treino de marcha em esteira, melhora aspectos motores e não-motores relacionados a qualidade de vida e função motora. Os sujeitos com Doença de Parkinson, assim como os sujeitos atáxicos, têm como sintoma da doença o desequilíbrio postural. Em virtude dessas melhoras nos aspectos motores e não-motores dos sujeitos com Doença de Parkinson, acredita-se que o acréscimo de carga no tronco também pode melhorar o equilíbrio postural de sujeitos com ataxia.

O desequilíbrio postural ocasionado pela ataxia, seja em postura quase estática ou durante a marcha, deixa seus portadores constantemente em risco de sofrer quedas. Estas quedas podem acarretar complicações de saúde para esses sujeitos, comprometendo sua qualidade de vida.

Existe uma carência em relação às formas de tratamento oferecido para sujeitos com sintomas de ataxia, bem como, formas de beneficiar os mesmos em relação à melhora da qualidade de vida. Assim, o desenvolvimento de pesquisas que busquem novas técnicas de tratamento e, consequentemente, melhorar a qualidade de vida desses sujeitos é de suma importância.

Diante disso, o objetivo deste trabalho é descrever o efeito da adição de peso sobre o tronco no comportamento do equilíbrio postural estático e dinâmico de um sujeito com ataxia.

Apresentação do caso

Este estudo caracteriza-se como um estudo de caso descritivo-exploratório [12], no qual foi realizado um levantamento de informações ainda pouco investigadas em uma determinada população. O trabalho 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.

Para a realização do estudo um sujeito com sintomas de ataxia, devido à doença de Machado-Joseph, foi convidado a participar voluntariamente da pesquisa. Este sujeito, com 53 anos de idade, 1,75 m de altura e massa corporal de 80 kg é paciente da Clínica de Fisioterapia da Universidade Federal de Santa Maria, não possui nenhuma doença associada e ainda é independente para realizar atividades de vida diária.

Como implementos para coleta de dados foram utilizados dois modelos de órteses (coletes de tronco com peso). Um modelo, o colete A, foi um colete usado durante as sessões de fisioterapia com o objetivo de melhorar a estabilidade durante a marcha, confeccionado em tecido gabardinado, contendo 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 da postura e oscilações de tronco do sujeito em relação à adição do peso. 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.

O outro modelo de órtese, o colete B, aprimorado a partir dos resultados positivos obtidos com o colete A, foi confeccionado sob medida em tecido impermeável, resistente e revestido em velcro. O peso 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 200 gf. 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.

Os dois modelos de órtese possibilitam a mudança de carga e também de distribuição destas cargas, conforme a melhor resposta de estabilidade de tronco. Porém, o colete B tem a vantagem de poder distribuir as cargas em toda a sua superfície sem deslocamento das mesmas durante a marcha, enquanto que no colete A, os pesos colocados nos bolsos, sofrem oscilações durante a marcha.

Fotos ilustrativas dos coletes A e B, respectivamente.



Para a coleta dos dados referentes ao equilíbrio postural estático foi utilizada a plataforma de força AMTI (Advanced Mechanical Technologies, Inc.) modelo OR6-6-2000.

O sujeito foi instruído a posicionar-se sobre a plataforma, o mais estático possível, mantendo os olhos abertos e fixos em um ponto localizado a 3,8 metros de distância, na altura dos olhos do sujeito. A taxa de amostragem da plataforma foi de 100 Hz e o tempo de aquisição foi de 20 segundos. A posição dos pés foi marcada em um papel milimetrado, para assegurar o mesmo posicionamento do sujeito em todas as tentativas de obtenção dos dados.

Os dados brutos de força e momento obtidos pela plataforma de força foram filtrados utilizando-se um filtro digital Butterworth passa-baixas de quarta ordem com frequência de corte de 10 Hz. Os dados filtrados foram utilizados para o cálculo das coordenadas do centro de força (COP) a cada instante, uma na direção ântero-posterior e outra na direção médio-lateral, de acordo com o sistema de coordenadas que a própria plataforma fornece. A partir desses dados, foram obtidas informações sobre o equilíbrio do indivíduo [13].

As variáveis utilizadas para descrever o equilíbrio postural foram: amplitude de deslocamento do COP na direção ântero-posterior (COPap), amplitude de deslocamento do COP na direção médio-lateral (COPml), velocidade média de deslocamento do COP (COPvel) e área da elipse 95%.

Os dados referentes ao equilíbrio postural dinâmico foram coletados através do sistema de cinemetria *VICON 624* (Oxford, Reino Unido). Foram utilizadas sete câmeras sensíveis ao infravermelho que reconhecem em tempo real os pontos reflexivos demarcados no sujeito. As câmeras operaram com uma frequência de aquisição de 100 Hz.

O *software Vicon Nexus 1.5.2* foi utilizado para observação e filmagem dos movimentos, bem como para exportação dos dados obtidos. Foi utilizado o modelo *Plugin Gait* (UPA & FRM), o qual necessita de 39 pontos de referência colocados na cabeça, tórax, pelve, coxas, pernas, pés, braços, antebraços e mãos do sujeito. Foram utilizados marcadores reflexivos com 14 milímetros de diâmetro. Os dados de posição dos marcadores foram filtrados com um filtro digital Butterworth passa-baixas de quarta ordem com frequência de corte de 5 Hz. A partir dos dados filtrados foram calculadas as posições dos centros articulares e do CM.

Foram realizadas três tentativas de caminhada em linha reta, que consistiram em, ao menos, um ciclo completo da marcha, com velocidade de deslocamento autoselecionada. Para a avaliação do equilíbrio dinâmico no decorrer da marcha foi considerado o deslocamento médio-lateral do CM, definido como o valor máximo menos o valor mínimo das coordenadas do CM no plano frontal durante uma tentativa (adaptado de Kelly *et al.* [14]).

Antes das avaliações foi realizado um pré-teste com o intuito de tentar minimizar o efeito da aprendizagem nos resultados dos demais testes. Os dados deste pré-teste não foram utilizados para o estudo.

Foram realizadas três avaliações em datas distintas. A primeira foi realizada com o sujeito sem o uso de órteses. A segunda, duas semanas depois, com o sujeito fazendo uso do colete A. A terceira foi realizada duas semanas após a segunda avaliação, com o sujeito fazendo uso do colete B.

Para a análise dos dados foi utilizada estatística descritiva. Tanto para avaliação do equilíbrio postural estático quanto do dinâmico foram calculadas as médias de três tentativas válidas em cada situação proposta.

Resultados

Os resultados referentes ao equilíbrio postural estático e dinâmico se mostraram diferentes para as três situações de coleta de dados. Tanto na avaliação do equilíbrio postural estático quanto do dinâmico o uso de órtese mostrou melhora no equilíbrio postural. Os principais resultados encontrados no estudo estão ilustrados nas Tabelas I e II. A Tabela I apresenta os valores referentes ao equilíbrio postural estático.

Tabela I - Principais resultados encontrados referentes ao equilíbrio postural estático.

Variáveis	Situações		
	Sem Colete	Colete A	Colete B
COPml (cm)	11,57	10,66	10,02
COPap (cm)	8,68	5,63	6,39
COPvel (cm/s)	10,12	7,93	8,42
Área da elipse 95% (cm ²)	69,06	47,00	52,21

Os dados referentes ao equilíbrio postural dinâmico, ou seja, ao deslocamento médio-lateral do Centro de Massa estão dispostos na Tabela II.

Tabela II - Principais resultados encontrados referentes ao equilíbrio postural dinâmico.

	Deslocamento ml CM (cm)
Sem colete	19,59
Colete A	16,81
Colete B	12,07

ml: médio-lateral.

Os resultados demonstraram que existe uma diminuição da amplitude de deslocamento, (ântero-posterior e médio-lateral) durante avaliação do equilíbrio estático assim como uma diminuição do deslocamento médio-lateral do CM na avaliação do equilíbrio dinâmico, com uso de órteses. Essa diminuição da amplitude de deslocamento evidencia a importância do uso da órtese para a melhora do equilíbrio postural tanto estático como dinâmico desse sujeito.

A melhora do equilíbrio postural pode ser verificada com ambos os modelos de órteses, tanto o colete A como o colete B. Na avaliação do equilíbrio estático houve pequena diferença entre os modelos de colete, sendo que a diferença mais significativa foi na área da elipse 95%, onde o uso do colete A mostrou uma menor área. Já na avaliação do equilíbrio postural dinâmico pode-se perceber um benefício maior com o uso do colete B em relação ao colete A, visto que o CM teve um deslocamento menor na situação com o uso do colete B.

Discussão

Os resultados revelam que a adição de peso no tronco proporcionou uma mudança nas funções pesquisadas e que o desenho da órtese teve influência sobre os resultados quando comparado os modelos A e B, conforme observado para o equilíbrio postural dinâmico. Talvez isso se deva ao fato de que no modelo B, o peso seja inserido através da fixação das barras junto ao tronco do sujeito, diferentemente do modelo A, onde as barras metálicas inseridas nos bolsos do colete oscilam conforme o movimento do sujeito.

Em um estudo realizado por Sequeiros e Coutinho [3] com 143 pacientes portugueses (78 homens e 65 mulheres) foi verificado que a ataxia da marcha foi o sintoma clínico

mais frequentemente encontrado (92%). Esta afeta a marcha devido à instabilidade do sujeito. Estes pacientes com ataxia podem necessitar de dispositivos de assistência como bengalas, órteses em membros inferiores ou tronco, com o intuito de uma diminuição da instabilidade [10].

Essas informações corroboram as obtidas no presente estudo, as quais mostram que indiferente do tipo do colete, o mesmo proporcionou uma mudança nas funções pesquisadas, no controle postural do sujeito. Estes dispositivos de assistência não precisam estar localizados exatamente no tronco do sujeito, como apresentado no estudo de Neves *et al.* [10], no qual pacientes com sintomas de ataxia e que utilizaram órteses de membros inferiores, também reduziram a necessidade de sustentação de peso na fase de apoio.

Da mesma forma, estudo realizado por Dias *et al.* [15] avaliaram o efeito da adição de carga em membros inferiores durante a marcha 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. Os testes demonstraram que o grupo com adição de peso tiveram melhores resultados após as sessões de fisioterapia, em relação à coordenação da marcha, melhora do equilíbrio estático e dinâmico e independência funcional comparados ao grupo sem peso, de forma estatisticamente significativa, comprovando a efetividade da adição de peso.

Diante disso, acredita-se que o uso de peso 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. O peso pode aumentar a percepção corporal dos sujeitos, promovendo um aumento do feedback e uma melhora no tremor durante o movimento [16]. Com os resultados do presente estudo, acredita-se que o acréscimo de carga pode acontecer tanto nos membros inferiores quanto no tronco, pois pode haver uma melhora do equilíbrio postural estático e dinâmico, sendo que o acréscimo de peso no tronco pode trazer benefícios no sentido de diminuir o efeito de pêndulo invertido.

O uso de peso nos membros inferiores faz com que o Centro de Massa do sujeito fique mais baixo, melhorando a estabilidade, ou seja, melhorando o equilíbrio postural. Em contrapartida, o uso de peso no tronco faz com que o Centro de Massa fique mais alto, mais distante do eixo de rotação do corpo, o que torna mais difícil iniciar (ou interromper) o movimento angular. Diversos fatores mecânicos interferem na estabilidade do corpo, dentre os quais sua massa. De acordo com a segunda lei do movimento de Newton, quanto maior for a massa de um corpo maior será a força necessária para produzir uma determinada aceleração, ou seja, mais estável será este corpo [17].

No estudo de Costello *et al.* [18] foram observadas as alterações que ocorreram no equilíbrio postural de dezesseis jovens adultos quando avaliados com o uso do aparelho *backboard* em quatro condições experimentais: com e sem o acréscimo de peso e inércia; somente com o acréscimo de peso ou de inércia. O estudo mostrou que a adição de inércia, não influenciou o equilíbrio. Em contrapartida, com a adição de peso, houve um efeito negativo sobre o equilíbrio e quando foi realizada a adição de inércia e peso ao mesmo tempo, a inércia adicionada pareceu diminuir (mas não eliminou) o efeito negativo da adição de peso sobre o equilíbrio.

Por mais que alterações de inércia e peso não tenham sido mensuradas no presente estudo, é possível inferir que a utilização do colete com peso alterou tanto a inércia quanto o peso, ocasionando uma melhora do equilíbrio postural tanto estático como dinâmico, indo contra os resultados encontrados por Costello *et al.* [18], visto que a adição de cargas não foram suficientes para gerar uma piora do equilíbrio postural.

Pode-se atribuir a melhora do equilíbrio postural ao fato de que quando o peso foi acrescentado ao tronco do sujeito, ocorreu um aumento da inércia do mesmo. Este aumento da inércia gera uma dificuldade para iniciar os movimentos de oscilação do tronco causadores da alteração do equilíbrio.

Assim como no estudo de Filippin *et al.* [11], acredita-se que com o uso de carga adicional no tronco pode trazer uma melhora nos aspectos relacionados a qualidade de vida. Porém deve-se ressaltar que mesmo havendo diminuição das variáveis relacionadas ao equilíbrio postural com o uso de carga adicional, através do uso dos coletes, essa melhora pode não se refletir no desempenho das atividades de vida diária do sujeito, ou seja, em sua qualidade de vida.

Com relação às limitações do estudo, pode se citar o fato de ter avaliado apenas um sujeito, assim como ter sido avaliado somente o efeito momentâneo do uso dos coletes. Também podemos destacar que as alterações de inércia não foram mensuradas. Sugere-se a realização de pesquisas utilizando o colete, porém sem a adição de pesos, para avaliar também o efeito proprioceptivo do colete, bem como a realização de protocolos de treinamento com a utilização de órteses para avaliar o efeito do uso do colete a longo prazo.

Conclusão

Visto que o uso de órtese de tronco se mostrou efetivo para melhora do equilíbrio estático e dinâmico do sujeito avaliado, o presente estudo sugere que o peso pode ser um incremento que possa oferecer maior estabilidade postural, podendo assim permitir a função da marcha com mais segurança e, consequentemente, propiciando mais qualidade de vida para os sujeitos com sintomas de ataxia. Embora os resultados sejam limitados apenas ao sujeito avaliado, deve-se ressaltar que esses resultados poderiam ser diferentes em uma amostra maior. Portanto, pesquisas com um maior número de sujeitos devem ser realizadas.

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. Camargo G, Rodrigues CSM, Godoy BA, Jardim LB, Schüler-Faccini L. Análise da prevalência da doença de Machado-Joseph no Estado do Rio Grande do Sul- Brasil. In: Resumos do 55º Congresso Brasileiro de Genética, Águas de Lindóia. São Paulo. 2009. p. 192.
3. Sequeiros J, Coutinho P. Epidemiology and clinical aspects of Machado-Joseph disease. In: Harding A, Deufel T, Chamberlain S (eds) *Advances in neurology*. New York: Raven Press; 1993:139-53.
4. Machado A. *Neuroanatomia Funcional*. 2ª ed. São Paulo: Atheneu; 2006.
5. Isableu B, Vuillerme N. Differential integration of kinaesthetic signals to postural control. *Exp Brain Res* 2006;174:763-8.
6. Wade MG, Jones G. The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. *Phys Ther* 1997;77(6):619-28.
7. Popov KE, Kozhina GV, Smetanin BN, Shlikov VY. Postural responses to combined vestibular and hip proprioceptive stimulation in man. *Eur J Neurosci* 1999;11:3307-11.
8. Horak FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB, Shepherd JT, eds. *Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts*. Oxford: American Physiological Society 1996:255-92.
9. Carvalho TS. Análise molecular de indivíduos com doença de Machado-Joseph [Dissertação]. Porto Alegre: UFRGS; 2004.
10. Neves MAO, Mello MP, Dumard CH, Antonioli RS, Botelho JB, Nascimento OJM, Freitas, MRG. Abordagem Fisioterapêutica na minimização dos efeitos da ataxia em indivíduos com esclerose múltipla. *Rev Neurocienc* 2007;15(2):160-5.
11. 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.
12. Thomas JR, Nelson JK. *Métodos de pesquisa em atividade física*. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed; 2002.
13. Barela JA. Perspectiva dos sistemas dinâmicos: teoria e aplicação no estudo de desenvolvimento motor. In: AM Pellegrini, ed. *Coletânea de estudos: comportamento motor I*. São Paulo: Movimento; 1997. p.11-28.
14. Kelly VE, Schragger MA, Price R, Ferrucci L, Shumway-Cook A. Age-associated effects of a concurrent cognitive task on gait speed and stability during narrow-base walking. *J Gerontol: Med Sci* 2008;63(12):1329-34.
15. 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.
16. Morgan MH. Ataxia and weights. *Physiotherapy* 1975;61(11):332-4.
17. Hall SJ. *Biomecânica básica*. 5ª ed. São Paulo: Manole; 2009.
18. Costello KE, Matrangola SL, Madigan ML. Independent effects of adding weight and inertia on balance during quiet standing. *BioMedical Engineering OnLine* 2012;11(1):1-20.