

CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS, CINÉTICAS E ELETROMIOGRÁFICAS DO ANDAR DE ADULTOS JOVENS COM E SEM SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL

PATIÑO MS^{1,2}, GONÇALVES AR², MONTEIRO BC², SANTOS IL², BARELA AMF^{2,3,4} E BARELA JA²

¹ Escola de Fisioterapia, Faculdade de Saúde, Universidade Industrial de Santander, Bucaramanga, Santander - Colômbia

² Laboratório para Estudos do Movimento, Departamento de Educação Física, Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, SP - Brasil

³ Departamento de Fisioterapia, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP - Brasil

⁴ Universidade Cruzeiro do Sul, São Paulo, SP - Brasil

Correspondência para: José Angelo Barela, Laboratório para Estudos do Movimento, Depto de Educação Física, IB, UNESP, Av. 24 A, 1515, Bela Vista, CEP 13506-900, Rio Claro, SP - Brasil, e-mail: jbarela@rc.unesp.br

Recebido: 30/01/2006 - Revisado: 16/08/2006 - Aceito: 28/09/2006

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo foi analisar as características cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas do andar de adultos jovens em piso fixo sem colete e com suporte parcial de peso (SPP) de 0, 10, 20 e 30% do peso corporal. **Método:** Oito jovens com idade média de 22,2 anos foram filmados andando sobre uma passarela que continha uma plataforma de força na região central para registro das componentes da força de reação do solo. Marcadores refletivos foram posicionados nos principais pontos anatômicos dos membros inferiores para registro dos dados cinemáticos, e eletrodos de superfície foram afixados nos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial para registro da atividade elétrica muscular. **Resultados:** Diferenças significativas entre as cinco condições experimentais foram constatadas nas variáveis espaço-temporal, nos ângulos máximos e mínimos da coxa, joelho e tornozelo e nas amplitudes das componentes horizontal ântero-posterior e vertical da força de reação do solo. De forma geral, as maiores mudanças ocorreram na condição de SPP de 30% do peso corporal. **Conclusão:** É importante considerar as compensações que ocorrem no padrão do andar com SPP no planejamento das intervenções terapêuticas. Ainda, para melhor definir a utilização dos sistemas de suspensão de peso na reabilitação, estudos futuros precisam ser realizados para verificar o comportamento do andar em populações com alteração de movimento em piso fixo.

Palavras-chave: marcha, biomecânica, força de reação do solo.

ABSTRACT

Kinematic, kinetic and electromyographic characteristics of young adults walking with and without partial body weight support

Objective: The aim of this study was to analyze the kinematic, kinetic and electromyographic characteristics of young adults walking on a fixed platform without a vest and with partial body weight support (PBWS) of 0, 10, 20 and 30%. **Method:** Eight young adults (mean age: 22.2 years) were videotaped walking on a walkway that contained a force plate embedded in its middle portion, to record the ground reaction force (GRF) components. Reflective markers were placed on the main anatomical points of the lower limbs in order to acquire kinematic data, and surface electrodes were attached to the tibialis anterior and gastrocnemius medialis muscles in order to record electromyographic muscle activity. **Results:** Significant differences among the five experimental conditions were observed with regard to spatial-temporal variables, the maximum and minimum angles for the thigh, knee, and ankle, and the amplitudes of the anteroposterior horizontal and vertical GRF components. Generally, the greatest changes occurred with PBWS of 30%. **Conclusion:** It is important to take into consideration the compensations to walking patterns that occur with PBWS, in planning therapeutic interventions. Moreover, to better define the use of suspended weight systems in rehabilitation programs, further investigations should be conducted in order to verify the walking patterns on fixed platforms among populations with movement disorders.

Key words: gait, biomechanics, ground reaction force.

INTRODUÇÃO

Sistemas de suporte de peso têm sido cada vez mais utilizados para a reeducação do andar. A implementação crescente desse recurso reside no fato de que a suspensão de peso pode diminuir as restrições biomecânicas, facilitando o suporte progressivo de peso e melhorando as respostas dinâmicas de equilíbrio¹⁻³. Dessa forma, o sistema de suporte parcial de peso (SPP) corporal pode ser utilizado em casos de intervenção em que o paciente apresenta comprometimento severo em sua forma de locomoção⁴, proporcionando-lhe a possibilidade de reeducação do andar. Contudo, as alterações no padrão do andar, decorrentes do uso desse sistema, necessitam ser melhor examinadas. Uma das primeiras investigações com o objetivo de verificar os efeitos do SPP corporal no andar foi realizada por Finch et al.⁵, que examinaram adultos saudáveis andando em uma esteira motorizada com SPP de 30, 50 e 70% do peso corporal. De forma geral, esses autores constataram que, conforme a porcentagem de SPP aumentava, a duração da fase de apoio, o tempo total de apoio duplo, o deslocamento angular do quadril e do joelho diminuía, e a amplitude de ativação dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio e glúteo médio foi alterada⁵.

Outros estudos examinaram as alterações no padrão do andar de adultos jovens saudáveis em esteira com SPP de 30% do peso corporal^{6,7}. Novamente, a duração da fase de apoio e a amplitude de ativação dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior diminuíram na condição de SPP de 30% do peso corporal. Mais recentemente, Threlkeld et al.⁸ analisaram o andar de jovens saudáveis em esteira, com velocidade fixa de 1,25 m/s, com SPP de 0, 10, 30, 50 e 70% do peso corporal. Esses autores verificaram que as maiores mudanças ocorreram com SPP de 50 e 70% do peso corporal, em que a cadência diminuiu, o comprimento da passada aumentou e, no início da fase de balanço, o deslocamento angular do quadril e do joelho diminuiu e do tornozelo aumentou.

Embora os estudos citados anteriormente tenham contribuído para um melhor entendimento e, conseqüentemente, uma melhor fundamentação sobre a intervenção clínica com SPP, há ainda necessidade de elucidar diversos aspectos relacionados aos efeitos do SPP corporal no padrão do andar. Um dos problemas encontrados na comparação entre os estudos é a falta de uniformidade nos procedimentos metodológicos e, dessa forma, faz-se necessário uma comparação mais minuciosa e mais controlada do padrão do andar com SPP corporal. Mais importante, entretanto, é que os efeitos do SPP no padrão do andar têm sido examinados em adultos e pacientes andando em esteira e muito pouco é conhecido sobre os efeitos do SPP corporal no padrão do andar em piso fixo. Sendo assim, o presente estudo teve como objetivo analisar as características cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas do andar de adultos jovens sem colete e com SPP de 0, 10, 20 e 30% do peso corporal em piso fixo.

MÉTODOS

Participantes

Oito estudantes universitários (4 do gênero feminino e 4 do gênero masculino) sem comprometimento ortopédico ou neurológico e com idade média de 22,2 anos ($\pm 1,58$) participaram deste estudo. Todos os participantes foram informados sobre os procedimentos experimentais e assinaram um termo de consentimento que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro (Parecer 1735 de 17/03/2004). Todos os participantes completaram a tarefa solicitada, não ocorrendo qualquer perda amostral.

Procedimentos

Inicialmente, massa corporal e estatura dos participantes foram obtidas. Em seguida, eletrodos superficiais, auto-adesivos e descartáveis, com 2,5 cm de largura e 3 cm de comprimento e com espaço de 3 cm de centro a centro, foram afixados no ventre dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial das duas pernas, no sentido das fibras musculares, para registro da atividade eletromiográfica. A região muscular em que cada eletrodo foi afixado foi depilada e limpa com álcool anteriormente à sua afixação. Todos os eletrodos foram conectados por cabos a uma unidade transmissora que pré-amplifica e transmite os sinais gerados pela ativação da musculatura (MCS1000, EMG System do Brasil). Em seguida, marcadores refletivos foram afixados no trocânter maior, côndilo femoral, maléolo fibular e quinto metatarso dos dois membros inferiores para registro dos dados cinemáticos.

Uma passarela de 7 x 1 x 0,03 m (extensão, largura e altura, respectivamente) foi montada e uma plataforma de força (Kistler, 9286A) foi embutida no centro dessa passarela, sob um tapete de borracha, para registro dos dados referentes às componentes vertical e horizontal da força de reação do solo (FRS). Uma câmera de vídeo (Panasonic, M9000) foi posicionada perpendicularmente à passarela e a uma distância de 6 m do centro da mesma, possibilitando a filmagem dos participantes no plano sagital. Uma estrutura metálica de 5 x 3 m (comprimento e altura, respectivamente), com um trilho na região superior central, foi montada para possibilitar a suspensão de peso dos participantes (Figura 1). Um conjunto constituído por um motor elétrico, um sistema de polia e cabo de aço (PA 200 ELETRIC HOST) foi acoplado ao trilho e a um colete (PETZ, Light C70), constituído por cintos de segurança para o tronco, pelve e a parte superior da coxa dos participantes. Ainda, uma célula de carga (Alfa Instrumentos, SV200), conectada a um amplificador (MCS1000, EMG System do Brasil), foi acoplada ao cabo de aço e próxima ao colete. Assim, ao acionar o motor, era possível regular o comprimento do cabo de aço, abaixando ou levantando o colete que o participante vestia, variando,



Figura 1. Vista parcial do arranjo experimental, ilustrando a passarela, a estrutura metálica, o motor e o colete.

assim, a suspensão de peso que era registrada pela célula de carga.

Para definir a porcentagem de SPP dos participantes, a massa corporal (kg) de cada um deles foi considerada para calcular o valor a ser suspenso. Para tanto, os participantes permaneciam na posição ereta e confortável enquanto que a altura do sistema era ajustada de acordo com a porcentagem de SPP predeterminada (0, 10, 20 ou 30% da massa corporal total), sendo essa porcentagem visualizada na tela de um computador.

A frequência de aquisição dos sinais provenientes da plataforma de força, do eletromiógrafo e da célula de carga foi de 1000 Hz e da filmagem foi de 60 Hz. Os sinais da plataforma de força, da atividade eletromiográfica (EMG) e da célula de carga foram adquiridos utilizando uma unidade de aquisição de dados analógicos do sistema OPTOTRAK (OPTOTRAK 3020, NDI). A sincronização desses dados com os da filmagem foi feita utilizando o instante em que o calcanhar ipsilateral tocou a superfície de contato, indicando o início do ciclo do andar, sendo identificado esse instante na filmagem e na componente ântero-posterior da FRS.

Antes de iniciar a tarefa, os participantes passaram por um período de familiarização e, após esse período, 10 repetições para cada uma das condições foram realizadas. As 10 primeiras repetições foram realizadas sem o colete e a ordem das demais condições foi definida aleatoriamente. Em todas as repetições, foi solicitado aos participantes que andassem com velocidade auto-selecionada e confortável ao longo da passarela.

Análise dos dados

Três repetições para cada condição experimental foram selecionadas, e um ciclo do andar de cada repetição foi analisado. Cada ciclo correspondeu ao intervalo entre dois toques consecutivos do calcanhar ipsilateral na superfície de contato. Essa seleção levou em consideração a melhor

visualização dos marcadores, a execução do andar sem interrupção, a imagem na área central de visão da câmera, o contato do pé com a plataforma de força e os dados eletromiográficos com mínimo de ruído.

As imagens dos ciclos selecionados foram capturadas e os marcadores posicionados nos pontos anatômicos foram digitalizados automaticamente, utilizando o programa Ariel Performance Analysis System - APAS (Ariel Dynamics, Inc.). Durante o processo de digitalização, a ocorrência dos principais eventos do ciclo do andar foi determinada: primeiro toque do calcanhar ipsilateral (TCI1), segundo toque do calcanhar ipsilateral (TCI2), toque do calcanhar contralateral (TCC), perda de contato ipsilateral (PCI) e perda de contato contralateral (PCC). Em seguida, as coordenadas "x" e "y" de cada marcador foram transformadas para o sistema métrico e, então, filtradas, utilizando um filtro digital Butterworth de segunda ordem, com frequência de corte de 4 Hz. Esses dados foram utilizados para calcular as variáveis descritivas, temporais e angulares do andar.

As variáveis descritivas forneceram informações sobre o comprimento, duração, cadência e velocidade do ciclo do andar, e as variáveis temporais forneceram informações sobre a duração da fase de apoio e suas subfases: primeiro apoio duplo, apoio simples e segundo apoio duplo. No caso das variáveis angulares, os deslocamentos máximos (em flexão) e mínimos (em extensão) da coxa, do joelho e do tornozelo foram calculados. A coordenação intermembros foi analisada calculando a fase relativa entre os membros direito e esquerdo, obtendo a diferença temporal entre toque do calcanhar ipsilateral e contralateral em relação à duração total do ciclo do andar. Os dados da plataforma de força foram filtrados com filtro digital Butterworth de quarta ordem, com frequência de corte de 6 Hz e normalizados pelo respectivo peso corporal do participante. Para a componente horizontal ântero-posterior da FRS, os picos correspondentes à desaceleração e aceleração do corpo foram obtidos. Da mesma forma, para a componente vertical, o primeiro e segundo picos e o vale também foram obtidos. Como esses picos e vale da componente vertical não estavam distintos nas condições de 10, 20 e 30% do SPP corporal, os valores da FRS, nessas condições, foram definidos com base em eventos temporais do ciclo do andar: primeiro pico obtido no instante em que ocorreu a PCC; segundo pico no instante em que ocorreu o TCC; vale no instante em que a perna contralateral estava na metade da fase de balanço.

Os dados da atividade EMG foram filtrados com filtro digital Butterworth de quarta ordem, passa-alta e frequência de corte de 30 Hz. Ainda, esses dados foram retificados e filtrados novamente, passa-baixa e frequência de corte de 3 Hz, para obtenção do envoltório linear. Finalmente, como a duração da passada é diferente entre os ciclos, todos os dados (cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos) foram normalizados temporalmente de 0 a 100%, sendo 0%

correspondente ao toque do calcanhar ipsilateral na superfície de contato e 100% ao toque subsequente do mesmo calcanhar.

Análise estatística

Para comparar as cinco condições experimentais, seis análises de multivariância (MANOVAs) e duas análises de variância (ANOVAs) foram realizadas, tendo como fatores as cinco condições da tarefa (sem colete e com SPP de 0, 10, 20 e 30% do peso corporal), sendo esse fator tratado como medida repetida. As variáveis dependentes foram comprimento, duração, cadência e velocidade da passada para a primeira MANOVA; duração do primeiro apoio duplo, apoio simples e segundo apoio duplo para a segunda MANOVA; deslocamentos angulares em flexão e em extensão da coxa, joelho e tornozelo para terceira e quarta MANOVAs, respectivamente; magnitudes dos picos de aceleração e desaceleração da componente horizontal da FRS para quinta MANOVA; amplitudes do primeiro pico, segundo pico e vale da componente vertical da FRS para a sexta MANOVA; duração da fase de apoio para primeira ANOVA; e fase relativa intermembros para a segunda ANOVA. Quando o fator condição indicou diferença nas análises, testes univariados e testes *post hoc* com ajuste de Bonferroni foram empregados. Em todas as análises, o nível de significância foi mantido em 0,05 e as análises foram realizadas utilizando o programa SPSS (SPSS for Windows – version 10.0).

RESULTADOS

Variáveis descritivas e temporais

A Tabela 1 apresenta os valores médios (\pm desvio-padrão) das variáveis descritivas e temporais da passada nas cinco

condições experimentais. Enquanto algumas diferenças foram observadas para as variáveis duração, cadência e velocidade entre as condições experimentais, nenhuma diferença foi observada na organização temporal da passada do andar.

Variáveis angulares

A Tabela 2 apresenta os valores médios (\pm desvio-padrão) dos deslocamentos angulares da coxa, do joelho e do tornozelo e da fase relativa da coordenação intermembros nas diferentes condições experimentais.

Força de reação do solo

As trajetórias médias das componentes horizontal ântero-posterior e vertical da FRS são apresentadas na Figura 2. Enquanto que a componente horizontal ântero-posterior apresentou as fases distintas de desaceleração e aceleração nas diferentes condições experimentais (Figura 2A), a componente vertical apresentou os dois picos e o vale bem definidos somente nas condições sem colete e com SPP de 0% do peso corporal (Figura 2B).

Os valores médios (\pm desvio-padrão) dos picos de desaceleração e de aceleração da componente horizontal ântero-posterior, e o primeiro e segundo picos e o vale da componente vertical da FRS são apresentados na Tabela 3.

Atividade eletromiográfica

As trajetórias médias da atividade EMG dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial, durante o ciclo do andar, nas diferentes condições experimentais, são apresentadas na Figura 3. De modo geral, o padrão foi similar para os dois músculos e, em particular, para o músculo gastrocnêmio medial, a amplitude parece ter aumentado na condição de SPP

Tabela 1. Valores médios (\pm desvio-padrão) das variáveis descritivas comprimento, duração, cadência e velocidade da passada, e das variáveis temporais fase de apoio, primeiro apoio duplo, apoio simples e segundo apoio duplo durante o ciclo do andar nas cinco condições experimentais (sem colete, 0, 10, 20 e 30% de SPP do peso corporal) (n=8).

	Condições experimentais				
	Sem colete	0%	10%	20%	30%
Descritivas					
Comprimento (m)	1,39 \pm 0,09	1,27 \pm 0,19	1,19 \pm 0,26	1,32 \pm 0,14	1,28 \pm 0,20
Duração (s)	1,37 \pm 0,14 ^{a,b}	1,53 \pm 0,20	1,57 \pm 0,23 ^a	1,70 \pm 0,32	1,72 \pm 0,31 ^b
Cadência (passada/s)	0,73 \pm 0,07 ^{a,b,c}	0,66 \pm 0,09 ^d	0,64 \pm 0,09 ^{a,e}	0,62 \pm 0,10 ^b	0,59 \pm 0,10 ^{c,d,e}
Velocidade (m/s)	1,03 \pm 0,15 ^{a,b,c}	0,85 \pm 0,21	0,78 \pm 0,24 ^a	0,81 \pm 0,21 ^b	0,77 \pm 0,22 ^c
Temporais (%)					
Fase de apoio	64,98 \pm 2,34	66,94 \pm 2,82	66,64 \pm 3,53	64,54 \pm 3,30	3,35 \pm 2,75
1º Apoio duplo	13,20 \pm 1,84	16,82 \pm 2,61	14,67 \pm 2,40	14,10 \pm 3,65	13,00 \pm 2,88
Apoio simples	36,56 \pm 1,55	34,49 \pm 2,13	35,48 \pm 2,09	35,42 \pm 3,33	36,37 \pm 3,67
2º Apoio duplo	15,21 \pm 1,27	15,64 \pm 2,32	16,48 \pm 3,34	15,02 \pm 3,16	13,98 \pm 3,55

Nota: Mesmas letras indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as respectivas condições experimentais.

Tabela 2. Valores médios (\pm desvio-padrão) dos deslocamentos angulares em flexão e em extensão da coxa, joelho e tornozelo e da fase relativa durante o ciclo do andar nas cinco condições experimentais (sem colete, 0, 10, 20 e 30% de SPP do peso corporal) (n=8).

	Condições experimentais				
	Sem colete	0%	10%	20%	30%
Deslocamento em flexão (°)					
Coxa	16,01 \pm 3,38 ^a	19,32 \pm 2,98	18,04 \pm 3,82	15,65 \pm 1,97 ^a	14,54 \pm 1,56
Joelho	64,13 \pm 6,11	61,65 \pm 8,28	64,30 \pm 3,56	61,68 \pm 4,03	56,89 \pm 4,20
Tornozelo	20,46 \pm 2,47 ^{a,b,c}	16,86 \pm 2,45	14,14 \pm 3,05 ^a	14,94 \pm 2,58 ^b	13,95 \pm 3,12 ^c
Deslocamento em extensão (°)					
Coxa	31,59 \pm 1,45 ^{a,b,c}	27,23 \pm 3,43 ^a	26,98 \pm 2,76 ^b	28,94 \pm 4,15	26,31 \pm 3,33 ^c
Joelho	4,16 \pm 3,94	1,41 \pm 1,43 ^{a,b}	4,15 \pm 3,93	3,89 \pm 1,42 ^a	5,14 \pm 3,60 ^b
Tornozelo	15,78 \pm 2,23 ^{a,b}	14,48 \pm 3,49	13,20 \pm 3,26	12,25 \pm 2,23 ^a	11,16 \pm 1,29 ^b
Fase Relativa (%)	49,76 \pm 1,17	51,31 \pm 1,07	50,15 \pm 1,18	49,53 \pm 1,59	49,36 \pm 3,07

Nota: Mesmas letras indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as respectivas condições experimentais.

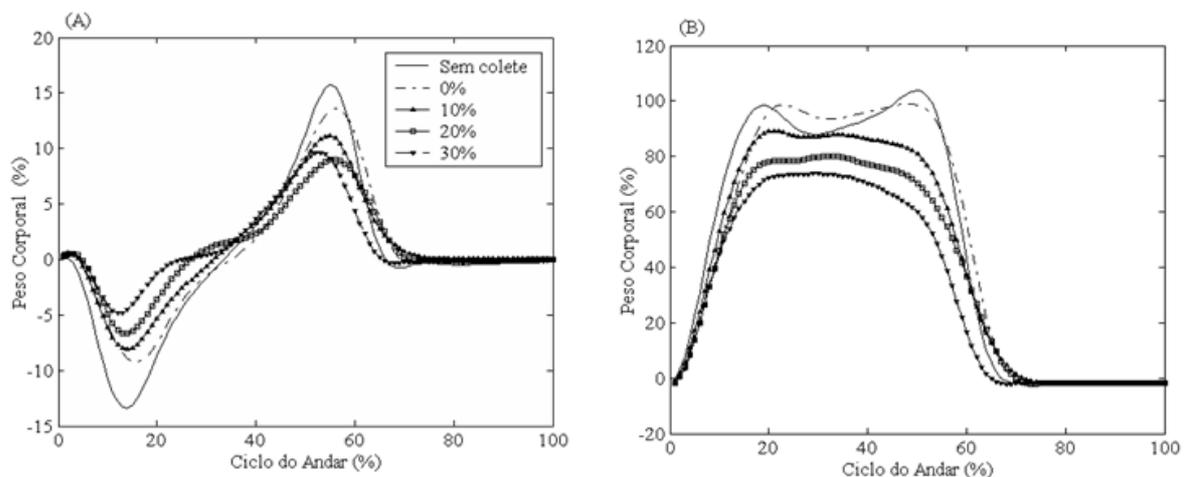


Figura 2. Trajetórias médias das componentes horizontal ântero-posterior (A) e vertical (B) da força de reação do solo nas cinco condições experimentais durante o ciclo do andar.

de 0% do peso corporal e ter diminuído nas condições de SPP de 10, 20 e 30% do peso corporal, em relação à condição sem colete.

DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo analisar as alterações cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas no andar de adultos jovens sem e com SPP corporal. Os resultados do presente estudo mostraram que ocorreram alterações no comportamento da passada, no deslocamento angular e nas componentes da FRS. Essas alterações refletem a necessidade de adaptação das passadas durante o andar nas diferentes condições de SPP.

De forma geral, o andar nas condições de SPP de 10, 20 e 30% do peso corporal foi mais lento, com número de

passadas menor do que nas condições sem colete e com SPP de 0% do peso corporal. Apesar dessas alterações, a organização temporal da passada não foi alterada com a SPP. Entretanto, com SPP de 10, 20 e 30% do peso corporal, alterações dos deslocamentos angulares foram observadas. Esse comportamento pode estar associado ao ajuste das passadas e está de acordo com os resultados encontrados para o andar em esteira com SPP de 30% do peso corporal⁶⁻⁸. Porém, comparação direta entre os resultados do presente estudo e de estudos anteriores deve ser cautelosa, uma vez que as demandas biomecânicas e neurofisiológicas entre o andar em piso fixo e em esteira são diferentes⁹.

De modo geral, os adultos jovens ajustaram o padrão do andar de forma que o mesmo ficasse mais conservativo. Possivelmente, essa estratégia foi utilizada como uma forma de adaptação às demandas impostas pelo sistema de SPP e

Tabela 3. Valores médios (\pm desvio-padrão) dos picos de desaceleração e aceleração da componente horizontal ântero-posterior, e do primeiro pico, segundo pico e vale da componente vertical da força de reação do solo durante a fase de apoio nas cinco condições experimentais (sem colete, 0, 10, 20 e 30% de SPP do peso corporal) (n=8).

	Condições experimentais				
	Sem colete	0%	10%	20%	30%
Comp. Horizontal (%)					
Pico de desaceleração	13,63 \pm 2,64 ^{a,b,c,d}	9,82 \pm 2,60 ^{a,e}	8,79 \pm 2,95 ^{b,f}	6,71 \pm 2,11 ^{c,f}	5,33 \pm 0,96 ^{d,e}
Pico de aceleração	16,22 \pm 3,05 ^{a,b}	15,20 \pm 3,49	12,20 \pm 2,12 ^c	10,35 \pm 1,96 ^{a,c}	10,44 \pm 2,99 ^b
Comp. Vertical (%)					
1 ^o Pico	97,86 \pm 2,44 ^{a,b,c}	99,88 \pm 2,81 ^{d,e,f}	89,26 \pm 4,78 ^{a,d,g,h}	78,41 \pm 4,99 ^{b,e,g,i}	71,33 \pm 3,06 ^{c,f,h,i}
2 ^o Pico	103,15 \pm 4,98 ^{a,b,c}	97,81 \pm 5,62 ^{d,e,f}	80,56 \pm 4,44 ^{a,d,g,h}	71,51 \pm 4,60 ^{b,e,g,i}	61,58 \pm 4,55 ^{c,f,h,i}
Vale	87,73 \pm 7,28 ^{a,b,c}	93,82 \pm 3,68 ^{a,d,e,f}	87,03 \pm 5,38 ^{d,g,h}	79,03 \pm 5,68 ^{b,c,g,i}	72,94 \pm 3,85 ^{c,f,h,i}

Nota: Mesmas letras indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as respectivas condições experimentais.

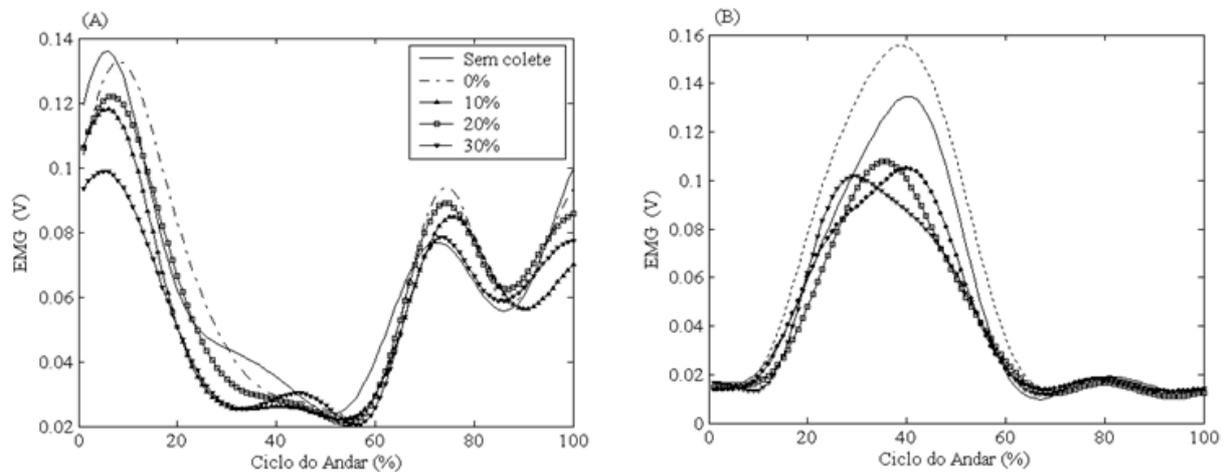


Figura 3. Trajetórias médias da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos tibial anterior (A) e gastrocnêmio medial (B) nas cinco condições experimentais durante o ciclo do andar.

devido ao fato de que os participantes não tinham experiência prévia de andar nessas condições. Além disso, neurofisiologicamente, mudanças na ativação rítmica dos receptores de estiramento dos flexores de quadril e flexores do tornozelo na fase inicial do suporte e, posteriormente, dos extensores de quadril e flexores do tornozelo na fase final do suporte poderiam existir¹⁰. Cabe destacar que a ativação desses receptores é importante na geração do padrão do andar¹¹ e no feedback sensorial necessário para ajustar os parâmetros de controle do sistema para o próximo ciclo¹².

Na condição com colete em esteira motorizada, o controle do tronco pode ser facilitado, e as demandas de manutenção do equilíbrio são amenizadas^{13,14}. Ainda, Chen et al.¹⁵ verificaram a redução do gasto energético durante o andar com a suspensão de peso em populações com alteração do movimento. Possivelmente, esse resultado seja devido ao posicionamento do tronco com o colete, o que

minimiza as respostas posturais e facilita a movimentação dos membros inferiores. Além dessas alterações, as mudanças na condição com colete do presente estudo poderiam ser atribuídas também à movimentação do sistema responsável pelo SPP, o que poderia explicar a possível diferença na amplitude de atividade EMG do músculo gastrocnêmio medial, devido ao maior esforço realizado pelos participantes para deslocar o sistema de suspensão. Entretanto, com o aumento da porcentagem da SPP, as amplitudes da atividade EMG do referido músculo parecem ter diminuído, sugerindo a necessidade de um menor recrutamento neural para responder à nova condição de SPP corporal. Essas sugestões corroboram os resultados encontrados para as componentes da FRS, uma vez que, com o SPP, os participantes geraram uma força menor durante contato inicial do pé ao solo e durante a propulsão. Esses aspectos são especialmente relevantes e poderiam ser considerados durante o processo de reabilitação

em pacientes com alteração neurológica e/ou musculoesquelética, facilitando a reeducação do andar como um todo ou para refinar as respostas segmentares^{2,3}. Ainda as vantagens terapêuticas do piso fixo com o SPP corporal estariam sendo utilizadas, permitindo o treinamento do andar em um contexto próximo ao real e facilitando, ainda mais, a transferência do aprendizado⁴.

De forma geral, os resultados do presente estudo demonstram claramente que o padrão do andar de adultos jovens é parcialmente alterado com SPP. Tais alterações envolvem aspectos comportamentais do andar e aspectos relacionados às exigências funcionais e biomecânicas. Assim, é evidente que o padrão que emerge em situações nas quais o peso corporal dos executantes é aliviado parcialmente é diferente daquele observado em condições normais de locomoção. Essas constatações indicam que a utilização de sistemas de SPP para o processo de intervenção e reabilitação de pacientes com alterações no andar deve ser melhor examinada, pois os pacientes executam padrões diferentes daqueles que seriam utilizados no andar em solo e sem suporte de peso corporal. Ainda considerando a eficácia dessa situação de intervenção, há a necessidade de um melhor entendimento das razões e mecanismos envolvidos na situação clínica.

Agradecimentos: Fundação para o Desenvolvimento da UNESP (FUNDUNESP). Processo 0019/04.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Barbeau H, Norman K, Fung J, Visintin M, Ladouceur M. Does neurorehabilitation play a role in the recovery of walking in neurological population? *Ann N Y Acad Sci.* 1998;860:377-92.
2. Barbeau H, Fung J. The role of rehabilitation in the recovery of walking in the neurological population. *Curr Opin Neurol.* 2001;14:735-40.
3. Barbeau H. Locomotor training in neurorehabilitation: emerging rehabilitation concepts. *Neurorehabil Neural Repair.* 2003; 17:3-11.
4. Barbeau H, Lamontagne A, Ladouceur M, Mercier I, Fung J. Optimizing locomotor function with body weight support training and functional electrical stimulation. In: Latash ML, Levin MF, editors. *Progress in motor control.* Champaign(IL): Human Kinetics; 2004. p. 237-51.
5. Finch L, Barbeau H, Arsenault B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. *Phys Ther.* 1991;71(11):842-56.
6. Stephens MJ, Yang JF. Loading during the stance phase of walking in humans increases the extensor EMG amplitude but does not change the duration of the step cycle. *Exp Brain Res.* 1999;124:363-70.
7. Grey MJ, Van Doornik J, Sinkjaer T. Plantar flexor stretch reflex responses to whole body loading/unloading during human walking. *Eur J Neurosci.* 2002;16:2001-7.
8. Therlkel AJ, Cooper LD, Monger BP, Craven AN, Haupt HG. Temporospacial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. *Gait Posture.* 2003; 17:235-45.
9. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech.* 1998;13:434-40.
10. Van de Crommert HWAA, Mulder T, Duysens J. Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. *Gait Posture.* 1998; 7:251-63.
11. Pearson KG, Misiasek JE, Fouad K. Enhancement and resetting of locomotor activity by muscle afferents. *Ann N Y Acad Sci.* 1998;860:203-15.
12. Nielsen JB, Sinkjaer T. Afferent feedback in the control of human gait. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12:213-7.
13. Dobkin BH. An overview of treadmill locomotor training with partial body weight support: a neurophysiologically sound approach whose time has come for randomized clinical trials. *Neurorehabil Neural Repair.* 1999;13:157-65.
14. Hesse S. Treadmill training with partial body weight support in hemiparetic patients - further research needed. *Neurorehabil Neural Repair.* 1999;13:179-81.
15. Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. *Gait Posture.* 2005;22:57-62.