

## Análise da oscilação lumbo-pélvica durante a marcha em esteira ergométrica

Mário Adrian Misailidis Lerena  
Matheus Machado Gomes  
José Angelo Barela

*Departamento de Educação Física-UNESP Rio Claro SP*

**Resumo:** O objetivo deste estudo foi descrever o comportamento oscilatório lumbo-pélvico durante a marcha em esteira nas velocidades 1,2 m/s e 1,4m/s. Participaram do estudo sete sujeitos saudáveis (quatro homens e três mulheres) com idade média de 26,2 ( $\pm$  3,7) anos de idade. Após um período de adaptação (3 minutos em velocidade auto-selecionada), a velocidade da esteira foi ajustada para uma das velocidades de teste e a coleta de dados foi iniciada. Para cada condição foram realizadas três coletas com duração de 10 segundos cada. Dessas coletas, dez ciclos de marcha em cada velocidade foram selecionados para análise dos dados. Os resultados demonstraram que o incremento da velocidade de marcha aumentou a oscilação de obliquidade pélvica e de flexão lateral lombar. Além disso, a velocidade de marcha afetou a estabilidade da rotação pélvica como indicado pelo coeficiente de variação (CV).

**Palavras-chave:** Cinemática. Oscilação lumbo-pélvica. Marcha em esteira.

### *Analysis of sway lumbo-pelvic in the gait at treadmill*

**Abstract:** The purpose of this study was to describe the lumbo-pelvic sway behavior on treadmill gait at both 1.2 m/s and 1.4 m/s speed conditions. Seven healthy subjects (four males and three females), mean age 26.2 ( $\pm$  3.7) years old participated in this study. Following an adaptation period (3 minutes at self-selected speed), the treadmill speed was fitted to one of the speed conditions and the data acquisition started. For each speed condition, three acquisitions of 10 seconds duration each were made. Ten gait cycles were selected from each speed in order to analyze the data. The results showed that increasing gait speed increased the lumbo-pelvic sway and the lateral lumbar flexion. Also, the gait speed affected the pelvic rotation stability as indicated by the coefficient of variation.

**Key Words:** Kinematics. Lumbo-pelvic sway. Gait in treadmill.

## Introdução

Diversas abordagens podem ser utilizadas para analisar o comportamento da locomoção humana, envolvendo os aspectos cinéticos e cinemáticos dos segmentos corporais, como: membros inferiores, pelve, tronco e cintura escapular (GOBLE et al., 2003; LIU et al., 1998; PERTTUNEN et al., 2004; SYCZEWSKA et al., 1999). Muitos estudos focaram suas análises no comportamento cinético e cinemático da marcha em função do papel propulsor dos membros inferiores. Apesar da relevância destas análises, o estudo do comportamento axial durante a marcha poderia elucidar mecanismos de coordenação importantes envolvidos na tarefa. Entretanto, poucos autores se preocuparam em analisar o comportamento da oscilação lumbo-pélvica durante a marcha e entender sua modulação frente às necessidades de modificação cinemática dos membros inferiores.

Estudos prévios demonstraram que a oscilação pélvica apresenta um papel fundamental na eficácia da marcha, diminuindo o deslocamento vertical do centro de massa corporal e aumentando a amplitude do passo (KERRIGAN et al., 2001; LAMOTH et al., 2002; ROSE; GAMBLE, 1998). Durante o ciclo da marcha o pico de rotação pélvica coincide com a menor posição vertical do centro de massa (COM), permitindo que haja uma suavização no deslocamento do COM e, conseqüentemente, uma redução do gasto energético (KERRIGAN et al., 2001). Por outro lado, a pelve representa uma estrutura onde às forças dos membros inferiores e do tronco convergem e são retransmitidas, distribuindo as forças entre estes segmentos corporais. Assim, a oscilação pélvica representa um mecanismo importante para dissipar estas forças e proteger as estruturas adjacentes. Este comportamento pode ser observado durante a corrida, condição em que o impulso gerado pelo toque do calcanhar

no chão produz forças nove vezes maiores que o peso corporal (GRACOVETSKY, 1987). Nestas magnitudes de força, caso o tronco se comporte como uma estrutura rígida, tais forças seriam suficientes para gerar fraturas de corpos vertebrais (GRACOVETSKY, 1987). Portanto, o padrão locomotor impõe ao sistema motor diversas exigências que devem ser atendidas e integradas durante a locomoção, tais como: economia energética, otimização da tarefa motora e proteção do sistema músculo-esquelético.

A velocidade é um dos parâmetros mais explorados nos estudos de marcha, considerando sua influência nos padrões cinemáticos e cinéticos dos diversos segmentos corporais. Crosbie et al. (1997) verificaram que a elevação da velocidade da marcha resulta em aumento da amplitude de oscilação lumbo-pélvica nos planos frontal e sagital, o que não foi observado no plano transversal. Recentemente, Saunders e colaboradores (2005) demonstraram que a oscilação pélvica é amplificada nos planos transversos e frontais com a elevação da velocidade da marcha. Tais contradições podem ser decorrentes de diferenças na conduta metodológica, como diferença nas velocidades selecionadas para análise ou diferença na escolha dos pontos de referências anatômicas para definição dos segmentos estudados.

A velocidade em que a marcha é executada também pode afetar a coordenação entre os membros, alterando sua relação de simetria. Em velocidades mais elevadas de marcha foi verificada melhora na adequação entre os tempos de apoio de cada membro e menor diferença entre os membros no componente vertical das forças de reação durante a fase de impulsão (GOBLE et al., 2003).

Em virtude da importância da região lumbo-pélvica na transmissão de forças entre tronco e membro inferior, a observação do comportamento oscilatório diante da marcha pode trazer informações relevantes para o entendimento do controle e coordenação do padrão locomotor humano. Ainda, considerando o efeito da velocidade de marcha no comportamento lumbo-pélvico, uma investigação mais aprofundada neste relacionamento pode revelar estratégias de coordenação utilizadas pelo sistema de controle para atender as necessidades da tarefa. Portanto, este estudo teve como objetivo descrever o comportamento da oscilação lumbo-pélvica no plano frontal e transversal diante da mudança na velocidade de marcha e como este comportamento se relaciona como o comportamento cinemático dos membros inferiores.

## Métodos

### *Participantes*

Participaram deste estudo 7 adultos jovens (quatro do gênero masculino média de idade 27,42 anos e três do gênero feminino média de idade 24,96 anos), todos saudáveis e sem qualquer histórico de lesão nos membros inferiores que pudesse alterar o padrão da marcha. Além disso, somente foram incluídas no estudo pessoas que não apresentavam queixas de dor lombar nos últimos 2 meses. Todos os sujeitos foram questionados sobre a dominância de membro inferior. Ao serem perguntados: “qual o membro preferido para chutar uma bola?”, todos participantes elegeram a perna direita como resposta. Consideramos então que os sujeitos apresentavam dominância destra.

### *Procedimentos*

Os participantes vieram ao Laboratório para Estudos do Movimento (LEM – Departamento de Educação Física, Instituto de Biociências, UNESP – RC) onde, após explicação dos objetivos e procedimentos do experimento, foram obtidas as medidas de massa corporal, estatura e comprimento dos MMII. A massa corporal foi mensurada com o uso de uma balança mecânica. Os membros inferiores foram mensurados com o uso de uma fita métrica com o voluntário posicionado em decúbito dorsal e utilizando como referência anatômica a espinha íliaca ântero-superior e o maléolo medial do membro correspondente. Em seguida os participantes foram preparados para a aquisição dos dados cinemáticos. Os dados cinemáticos da marcha foram adquiridos através de um sistema de análise tridimensional do movimento (OPTOTRAK – 3020 – Northern Digital, Inc). A Figura 1A fornece uma representação gráfica do posicionamento destes emissores nos pontos antropométricos: primeira vértebra lombar (L1); quinta vértebra lombar (L5); espinha íliaca postero-superior esquerda (EIPSe); espinha íliaca postero-superior direita (EIPSD); processo estilóide do quinto metatarso esquerdo (METAe) e processo estilóide do quinto metatarso direito (METAd). Para permitir a captação do sinal emitido pelos marcadores posicionados nos metatarsos estes foram aderidos com interposição de um colchete metálico, de modo a orientá-las no plano frontal em direção posterior dos voluntários, onde as câmeras do sistema opto-elétrico estariam posicionadas. As câmeras do sistema foram posicionadas atrás do participante (plano frontal) a uma distância de 3 metros do limite posterior da esteira e a frequência de amostragem foi de 100 Hz.

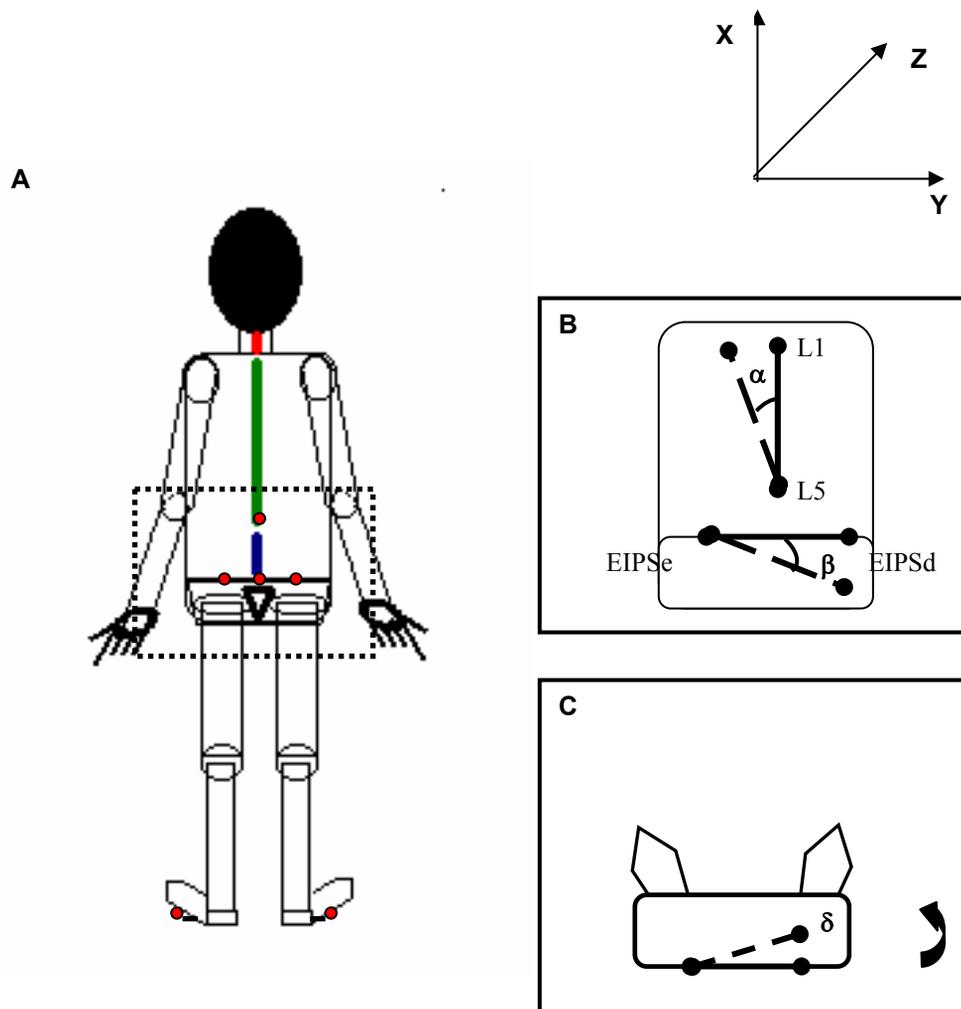


Figura 1. A) Vista posterior dos pontos antropométricos onde foram fixados os respectivos emissores infravermelhos: primeira vértebra lombar(L1); quinta vértebra lombar (L5); espinha íliaca postero-superior esquerda (EIPSe); espinha íliaca postero-superior direita (EIPSD); processo estilóide do quinto metatarso esquerdo (METAe) e processo estilóide do quinto metatarso direito (METAd).B)Representação em vista posterior da convenção utilizada para cálculo dos ângulos de obliquidade pélvica ( $\alpha$ ) e flexão lateral lombar ( $\beta$ ).C) Representação em vista superior da convenção utilizada para cálculo do ângulo rotação pélvica ( $\delta$ ).

Após a fixação dos marcadores nos respectivos pontos antropométricos, os participantes iniciaram uma caminhada em uma esteira ergométrica (Athletic – Advanced II) para adaptação à condição de coleta. O período de adaptação foi de 3 minutos em velocidade de caminhada auto-selecionada. Quando necessário, foi permitido um tempo adicional de adaptação até o voluntário expressar segurança para realização da tarefa. Durante a fase de adaptação, os participantes preferencialmente caminharam na velocidade de 1.3 m/s. Para o início das coletas, os participantes foram orientados a caminhar naturalmente, sempre olhando para

frente e com os braços soltos ao lado do corpo. A marcha foi realizada em duas velocidades distintas: 1,2 m/s e 1,4 m/s. Considerando que a velocidade preferida de marcha de adultos saudáveis é de aproximadamente 1,3 m/s (DE SOUZA et al., 2005; PERRY, 1992; SYCZEWSKA et al., 1999), as velocidades do presente estudo foram selecionadas na intenção de examinar os ajustes no padrão locomotor frente às mudanças impostas por pequenas alterações. A velocidade 1,2 m/s foi selecionada com o objetivo de reduzir em 10% a velocidade preferida de marcha e a velocidade 1,4 foi escolhida com o objetivo de aumentar em 10%.

Cada participante foi submetido a dois blocos de tentativas, sendo que um bloco continha três tentativas de 10 segundos, todas na mesma velocidade. Assim, cada participante realizou 6 tentativas de 10 segundos sendo três tentativas na velocidade 1,2 m/s e três na velocidade 1,4 m/s. A ordem de apresentação dos blocos foi contrabalaneada. Quando necessário foi dado um período de descanso ao participante entre as tentativas. Nas duas velocidades analisadas o indivíduo caminhava continuamente enquanto o experimentador iniciava a aquisição dos sinais sem que o participante estivesse ciente.

### *Tratamento dos dados*

O sistema OPTOTRAK capta a posição dos marcadores num sistema de coordenadas cartesiano nos planos (x, y, z). Esses dados foram processados em rotinas escritas em ambiente MATLAB 5.3 (Mathworks, inc.) para a obtenção das variáveis estudadas. Após a filtragem dos dados (filtro Butterworth passa-baixa com frequência de corte de 10 Hz e 2ª ordem) e a retirada da tendência linear (função “detrend”), seguiram-se os procedimentos para cálculo das variáveis. As variáveis dependentes consideradas na avaliação do padrão do andar na esteira foram agrupadas em duas categorias: variáveis descritivas e variáveis cinemáticas.

As variáveis descritivas foram: comprimento do passo (direito e esquerdo); comprimento da passada e cadência. O comprimento do passo foi caracterizado pela diferença no plano ântero-posterior entre a posição do ponto META<sub>d</sub>, no momento de toque inicial (início do ciclo), e a posição do ponto META<sub>e</sub>, no mesmo momento. O comprimento da passada foi caracterizado pela somatória dos passos ocorridos durante o tempo de dois toques sucessivos com o mesmo pé. A cadência foi obtida multiplicando a frequência de marcha, calculada como a razão de 1 sobre o tempo total da passada ( $F=1/T$ ), por 60.

As variáveis cinemáticas analisadas foram: amplitude média de obliquidade pélvica, amplitude média de rotação pélvica e amplitude média de flexão lateral lombar. A Figura 1B apresenta graficamente a convenção dos ângulos de obliquidade pélvica ( $\alpha$ ) e flexão lateral lombar ( $\beta$ ) obtidos a partir de um plano posterior: A Figura 1C apresenta graficamente a convenção do ângulo de rotação pélvica ( $\delta$ ) obtido a partir de um plano superior. As amplitudes cinemáticas foram obtidas pela diferença entre maior e menor valor dos ângulos  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\delta$  (Figura 1B e 1C).

O índice de simetria (IS) foi calculado para a obliquidade pélvica, rotação pélvica e flexão lateral lombar. O IS foi

obtido nestes ângulos através do relacionamento entre as amplitudes angulares calculadas para lado através da seguinte fórmula proposta por Herzog, Nigg, Read, Olsson (1989):

$$IS = \frac{2(X_d - X_e)}{(X_d + X_e)} \cdot 100$$

Sendo:

X<sub>d</sub> = variável desejada do lado direito

X<sub>e</sub> = respectiva variável do lado esquerdo

Este índice evidencia a diferença entre amplitudes cinemáticas lumbo-pélvica estabelecidas para cada lado. Quanto mais próximo de zero o valor do IS, mais simétrico é o comportamento cinemático. Valores positivos de IS representam maior amplitude articular à direita, enquanto valores negativos representam maior amplitude articular à esquerda.

Por fim verificamos a variabilidade angular lumbo-pélvica pela análise do coeficiente de variação (CV), realizando o seguinte cálculo

$$CV_i = (SD_i/M_i) \times 100$$

Sendo:

SD<sub>i</sub> = desvio padrão da variável desejada

M<sub>i</sub> = média da variável desejada

### *Análise Estatística*

Para comparar o comportamento das variáveis descritivas foram realizadas uma ANOVA two-way e duas ANOVAs one-way. A ANOVA two-way teve como fatores hemisfério (direito e esquerdo) e velocidade (1,2 m/s e 1,4 m/s), ambos tratados como medidas repetidas, tendo o comprimento do passo como variável dependente. As ANOVAs one-way tiveram a velocidade como fator, sendo este tratado como medida repetida. Na primeira ANOVA a variável dependente foi o comprimento da passada e na segunda a variável dependente foi a cadência.

Para comparar o comportamento das variáveis cinemáticas foram realizadas nove ANOVAs tendo como fator velocidade, sendo este tratado como medidas repetidas. As três primeiras ANOVAs tiveram como variáveis dependentes as amplitudes angulares lumbo-pélvicas. Três tiveram como variáveis dependentes os índices de simetria e as três últimas ANOVAs os coeficientes de variação.

Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o programa SPSS (SPSS for Windows - Versão 10.0 – SPSS

inc.) e o nível de significância foi mantido em 0,05. Os pressupostos necessários para a aplicação destas análises estatísticas foram atendidos.

## Resultados

### Dados descritivos

A Tabela 1 apresenta informações sobre gênero e medidas antropométricas de cada participante.

Tabela 1. Gênero, comprimento do membro direito (CMD) comprimento do membro esquerdo (CME), altura e peso.

Participante	Gênero (M/F)	CMD (cm)	CME (cm)	Altura (cm)	Peso (Kg)
1	F	87	86,5	168	63
2	F	86	85	164	68,1
3	M	90	88,5	173	71,5
4	M	96,5	97,5	181	78,5
5	F	89	88,5	168	53
6	M	86,5	87	167	67,8
7	M	112	112	198	91,7
<b>Média</b>		92,4	92,1	174,5	69,0
<b>DP</b>		3,9	4,4	12,9	14,6

A Tabela 2 contém os valores calculados para as variáveis descritivas nas duas velocidades da esteira, A ANOVA realizada para analisar o comprimento dos passos, revelou diferença para lado do passo  $F(1,6)=54,67$ ,  $p<0,001$ , e para velocidade da esteira  $F(1,6)=44,85$ ,  $p<0,001$ . O comprimento médio do passo esquerdo (0,63) foi maior que o comprimento médio do passo direito (0,59) e o comprimento do passo na velocidade 1,4 m/s foi maior que o comprimento na velocidade 1,2 m/s.

A ANOVA apontou também efeito da velocidade sobre o comprimento da passada  $F(1,6)=121,39$ ,  $p<0,001$ , revelando que o comprimento da passada foi maior na velocidade 1,4 m/s do que na velocidade 1,2 m/s. Finalmente, a ANOVA realizada envolvendo a cadência da marcha também revelou diferença entre as velocidades da esteira  $F(1,6)=89,12$ ,  $p<0,001$ , indicando que a cadência foi maior na velocidade 1,4 m/s em comparação com a velocidade 1,2 m/s.

Tabela 2. Média e desvio-padrão do comprimento do passo direito, comprimento do passo esquerdo, comprimento da passada e cadência nas velocidades de 1,2 e 1,4 m/s.

	1,2 m/s	1,4 m/s
Passo direito (cm)	0,56 (0,03)	0,63 (0,04) *
Passo esquerdo (cm)	0,596 (0,03)	0,67 (0,04) *
Passada (cm)	1,152 (0,07)	1,30 (0,08) *
Cadência (passadas/min)	51,1 (2,8)	56,7 (3,2) *

\*  $p<0,001$ .

### Comportamento cinemático lombo-pélvico

Os sujeitos envolvidos neste estudo apresentaram um padrão de oscilação lombo-pélvico similar ao comportamento

descrito em estudos anteriores. A Figura 2 apresenta a média do comportamento oscilatório lumbo-pélvico de todas as tentativas nos planos frontal (obliquidade pélvica e inclinação lombar) e transversal (rotação pélvica) nas duas velocidades. A oscilação de obliquidade pélvica apresentou uma forma de onda bifásica com primeiro pico de amplitude angular no sentido contralateral ao membro que estabelece o início do ciclo da marcha (Fig.2A). Este pico de obliquidade pélvica ocorre aproximadamente em 20% do ciclo da marcha, o que corresponde ao início de apoio simples. Ao longo da progressão do ciclo da marcha a obliquidade reverte de sentido resultando um segundo pico de amplitude angular aproximadamente em 70% do ciclo da marcha. Este padrão se manteve estável em suas características qualitativas e temporais em função das velocidades selecionadas.

No plano transversal (rotação pélvica) foi observado um padrão oscilatório em forma de sino (Fig.2B). O primeiro pico de amplitude angular foi variado em relação à tentativa, podendo ocorrer no início do ciclo da marcha (1% do ciclo) ou ao final do ciclo da marcha (100%). Entretanto, estes picos estão relacionados ao mesmo evento da marcha, toque inicial do membro homolateral. O segundo pico de rotação pélvica surge em sentido contralateral em aproximadamente 50% do ciclo, o que corresponde ao toque do pé oposto, definindo portanto o segundo duplo apoio. Também para a rotação pélvica não foi verificada alteração do padrão diante do efeito da velocidade.

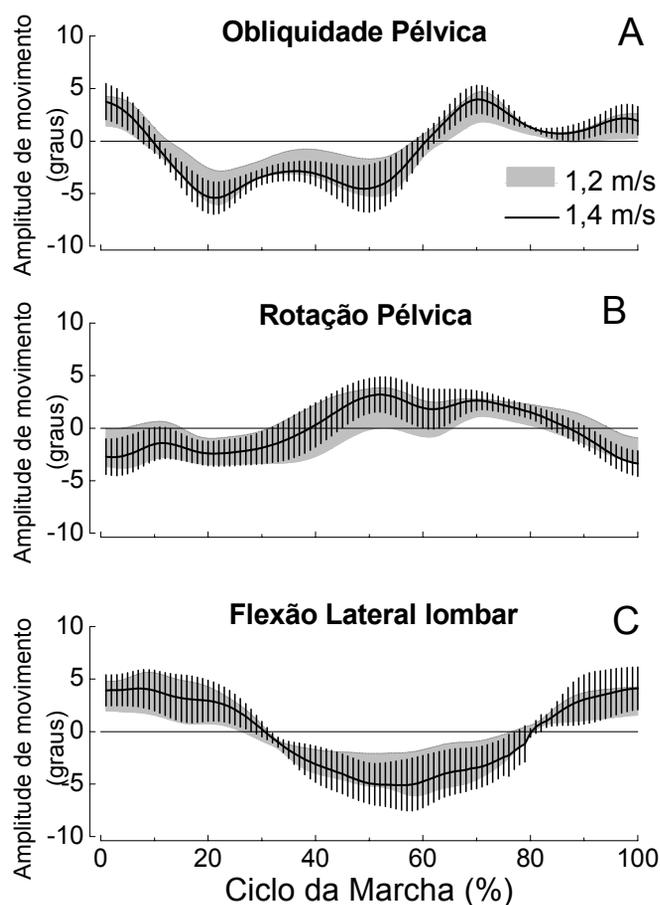


Figura 2. Média do comportamento oscilatório lumbo-pélvico do participante 5 durante 10 ciclos nas velocidades 1,2 m/s e 1,4 m/s. Em A curva de oscilação da obliquidade pélvica (plano frontal), em B curva de oscilação da rotação pélvica (plano transversal) e em C curva de oscilação da inclinação lombar (plano frontal).

A oscilação lombar no plano frontal (flexão lateral) resultou em um padrão oscilatório semelhante ao inverso da

rotação pélvica (Fig.2C), sendo observado um padrão de sino invertido com o primeiro pico de amplitude contralateral ao

membro que define o ciclo. Este pico ocorreu no início (aproximadamente 10%) ou no final do ciclo de marcha (aproximadamente 90%). O pico de amplitude em flexão lateral no sentido oposto ocorreu aproximadamente em 60% do ciclo. Estes picos estão relacionados respectivamente ao desprendimento do pé oposto e desprendimento do pé homolateral.

A Figura 3 apresenta o comportamento da amplitude de oscilação lumbo-pélvica em função ao aumento da velocidade da marcha. A amplitude de oscilação lumbo-pélvica não foi alterada em todos os planos de movimento em função da mudança de velocidade

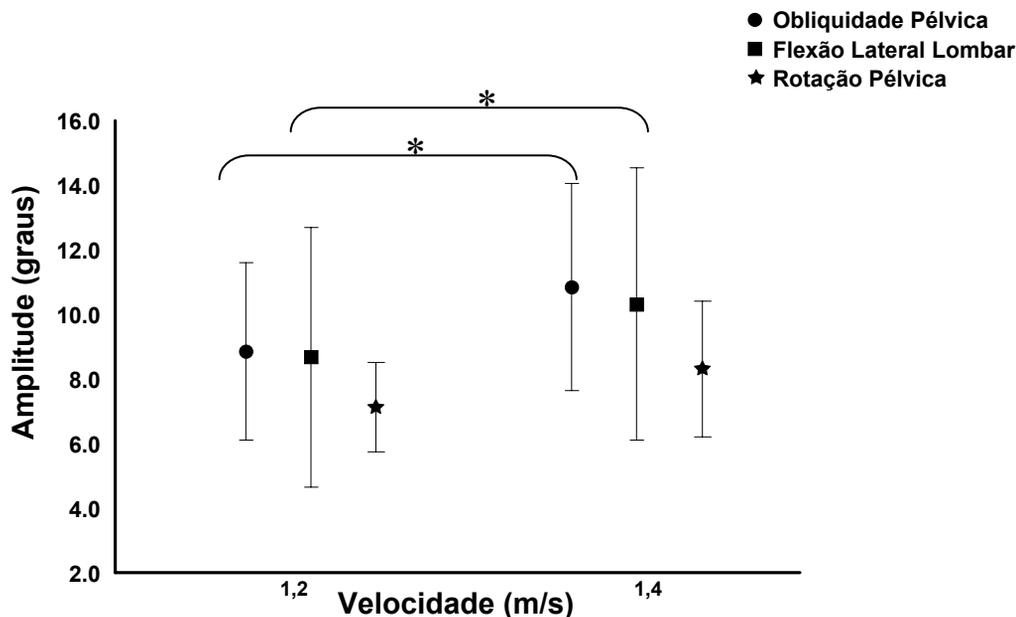


Figura 3. Amplitude de movimento pélvico e lombar nas duas velocidades, \* $p < 0,001$ .

Para obliquidade pélvica verificamos diferença significativa da amplitude de movimento entre as velocidades,  $F(1,6)=53,77$ ,  $p < 0,001$ , com amplitude maior na velocidade de 1,4 m/s. A flexão lateral lombar apresentou diferença significativa de amplitude de movimento,  $F(1,6)=51,39$ ,  $p < 0,001$ . Novamente a amplitude foi superior na velocidade 1,4 m/s do que na velocidade 1,2 m/s. Finalmente, para rotação pélvica não foi verificada diferença na amplitude entre as velocidades selecionadas,  $F(1,6)=3,72$ ,  $p > 0,05$ .

### Índice de Simetria e Coeficiente de Variação

A Tabela 2 apresenta os valores de índice de simetria e coeficiente de variação relativos às amplitudes de oscilação lumbo-pélvicas nas duas velocidades testadas. Os voluntários apresentaram comportamentos assimétricos, tendendo

apresentar maior IS para obliquidade pélvica, enquanto que os menores índices foram obtidos para flexão lateral lombar. Os valores negativos de IS observados nas três variáveis e nas duas condições analisadas, indicam que os voluntários apresentavam maior oscilação para o lado esquerdo. Não foi verificada alteração do IS em função da velocidade de marcha ( $p > 0,05$  para as três variáveis calculadas) indicando que a velocidade não influenciou na simetria da oscilação lumbo-pélvica.

A estabilidade da obliquidade pélvica e da flexão lateral lombar, determinadas pelo coeficiente de variação, não foram alteradas pela velocidade de marcha,  $F(1,6)=2,2$ ,  $p > 0,05$  e  $F(1,6)=1,92$ ,  $p > 0,05$ , respectivamente. Apenas foi verificada influência da velocidade na estabilidade da rotação pélvica,  $F(1,6)=7,27$ ,  $p < 0,05$ , demonstrando um aumento de estabilidade na velocidade 1,4 m/s.

Tabela 3. Média do IS e CV da oscilação lumbo-pélvica nas velocidades selecionadas (N=7).

	<i>velocidade 1,2 m/s</i>		<i>velocidade 1,4 m/s</i>	
	IS	CV	IS	CV
<i>Obliquidade pélvica</i>	-23.1 (8.9)	7.4 (1.8)	-26.2 (6.0)	6.0 (1.9)
<i>Rotação pélvica</i>	-21.2 (19.8)	22.5 (4.9)	-16.9 (22.8)	15.0 (4.3)
<i>Flexão lateral lombar</i>	-9.1 (7.9)	11.5 (4.6)	-11.3 (10.8)	8.7 (4.1)

## Discussão

Como esperado, houve efeito da velocidade sobre as variáveis descritivas, passo, passada e cadência, assim como para as amplitudes de oscilação lumbo-pélvica. A adequação das variáveis descritivas frente ao efeito da velocidade exigiu dos voluntários adaptações espaço-temporais representadas pelo aumento do comprimento do passo, passada e cadência.

Além da influência da velocidade, foi verificado um efeito de lado do corpo para o comprimento do passo, sendo que o comprimento do passo esquerdo foi significativamente maior que o passo direito. Uma possível causa para esta diferença seria em decorrência de discrepâncias no comprimento dos membros inferiores (KAUFMAN et al., 1996). Entretanto, não foi observada diferença significativa entre os comprimentos dos membros inferiores direito e esquerdo dos voluntários. Um outro aspecto que poderia determinar este resultado seria o desequilíbrio muscular entre os membros induzido pela dominância (CHHIBBER; SINGH, 1970), visto que no presente trabalho todos os voluntários apresentavam dominância direita, o comprimento maior de passo esquerdo pode estar relacionado a este efeito.

Como verificado anteriormente (SAUNDERS et al., 2005) a oscilação lumbo-pélvica tendeu a aumentar sua amplitude em resposta ao aumento da velocidade da marcha. Entretanto, este efeito de modulação não foi observado para a rotação pélvica. A rotação pélvica tende a ser modulada com a velocidade da marcha de modo a permitir uma elevação do comprimento da passada em velocidades maiores de marcha (LAMOTH et al, 2002; SAUNDERS et al., 2005). Deste modo, a rotação pélvica pode evitar elevação adicional na cadência da marcha. Todavia, a rotação pélvica diminui a elevação do centro de massa durante o ciclo de marcha, suavizando seu deslocamento e reduzindo o gasto energético (KERRIGAN et al., 2001; SAUNDERS et al., 1953).

Entretanto, com o incremento de velocidade utilizado neste estudo, não foi possível observar modulação na rotação pélvica. Estes dados concordam com os resultados apresentados por Crosbie et al. (1997). Esta contradição de resultados pode ser explicada pela diferença da magnitude das velocidades selecionadas. Saunders et al. (2005) compararam em seu estudo a oscilação lumbo-pélvica nas velocidades de 1,2 m/s e 2 m/s, enquanto o presente estudo comparou diferenças sutis de velocidade (1,2 m/s e 1,4 m/s. Por outro lado, mesmo com as distintas velocidades empregadas pelo presente estudo e as evidências apresentadas por Saunders et al. (2005), a amplitude de obliquidade pélvica e a amplitude de flexão lateral lombar foram similarmente moduladas em função ao aumento da velocidade.

A oscilação da obliquidade pélvica também permite reduzir a elevação do centro de massa e suavizar seu deslocamento (SAUNDERS et al., 1953). Além disto, a obliquidade pode alterar funcionalmente o comprimento do membro inferior agindo como um mecanismo de absorção de choque (GRACOVETSKY, 1985; ROSE; GAMBLE, 1998). Considerando que neste estudo as modulações de amplitude lumbo-pélvica ocorreram apenas em relação ao plano frontal (obliquidade pélvica e flexão lateral lombar), podemos inferir que as principais funções destas oscilações estejam relacionadas ao papel de absorção das forças geradas durante a marcha e na redução do gasto energético. Entretanto, devemos considerar a possibilidade que a oscilação lumbo-pélvica tenha um papel importante na coordenação e direcionamento cinemático dos membros (GRACOVETSKY, 1985). O aumento da velocidade da marcha pode restringir os graus de liberdade dos membros inferiores influenciando na coordenação entre os segmentos. A necessidade de passos e cadência maiores exigidos pela maior velocidade (1,4 m/s) pode ter limitado a possibilidade de ajustes de rotação pélvica determinando

menor variabilidade de oscilação demonstrada pelo valor do CV.

Os índices de simetria não foram influenciados pela velocidade de marcha indicando que estes índices são invariáveis para a oscilação lumbo-pélvica. O comportamento assimétrico de oscilação lumbo-pélvica tendeu a gerar um predomínio de deslocamento à esquerda, indicado pelo sinal negativo. Considerando o predomínio de dominância destra dos voluntários, a musculatura envolvida na estabilização pélvica do lado esquerdo parece reduzir, de modo mais eficaz, o sinal Trendelenburg que ocorre no início do apoio simples resultando em menores picos de obliquidade pélvica à direita.

De forma geral o comportamento oscilatório lumbo-pélvico realizado durante a marcha está primeiramente relacionado às necessidades de absorção de forças de reação e proteção axial. Para atender estas necessidades o comportamento oscilatório lumbo-pélvico é modulado em função da obliquidade pélvica e flexão lateral lombar, sem exigência de ajuste oscilatório da rotação pélvica. A rotação pélvica pode ter um papel secundário de ajustar o comprimento da passada, mas que possivelmente não foi evidenciado no presente estudo em função da magnitude das velocidades empregadas. Um outro fator que pode ter contribuído para este resultado é o método de análise cinemática utilizada no presente estudo. A análise bidimensional pode ter subestimado valores angulares lumbo-pélvicos por não considerar a contribuição dos movimentos gerados no plano sagital. A maioria dos estudos que analisam o comportamento lumbo-pélvico durante a marcha empregam métodos de análise tridimensional do movimento utilizando 3 ou 4 marcadores em “cluster” (KERRIGAN et al., 2001; LAMOTH et al., 2002; SAUNDERS et al., 2005). Entretanto, recentemente Vogt et al. (2003) demonstraram que a utilização do método bidimensional (como o empregado neste estudo) ou tridimensional não implica em diferenças nos resultados de oscilação pélvica durante a marcha. Sendo assim, os resultados obtidos no presente estudo expressam o comportamento lumbo-pélvico para os planos de movimento analisados.

É importante ressaltar que a marcha foi realizada em esteira ergométrica, o que pode ter restringido o comportamento cinemático durante a atividade. Portanto, cuidados são necessários para extrapolarmos os resultados obtidos para a marcha no solo. Porém, a esteira ergométrica tem sido amplamente usada em estudos de locomoção (LAMOTH et al., 2002; SAUNDERS et al., 2006).

2005; VAN EMMERIK et al., 2005) uma vez que possibilita um maior controle ambiental sem perder propriedades em comum com a marcha no solo. Desta forma, o presente estudo demonstrou que a oscilação lumbo-pélvica é sensível a pequenas variações de velocidade, produzindo ajustes no plano frontal para adequar as exigências da tarefa.

## Referências

- CHHIBBER, S. R.; SINGH, I. Asymmetry in muscle weight and one-sided dominance in the human lower limbs. **Journal of Anatomy**, Oxford, v.106, n.3, p.553-556, 1970.
- CROSBIE, J., VACHALATHITI, R., SMITH, R. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. **Gait and Posture**, Amsterdam, v.5, p.13-20, 1997.
- DE SOUZA, S. A.; FAINTUCH, J.; VALEZI, A. C.; SANT'ANNA, A. F.; GAMA-RODRIGUES, J. J.; DE BATISTA FONSECA, I. C.; SOUZA, R. B.; SENHORINI, R. C. Gait cinematic analysis in morbidly obese patients. **Obesity Surgery**, Toronto, v.15, n.9, p.1238-1242, 2005.
- GOBLE, D. J.; MARINO, G. W.; POTVIN, J. R. The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.22, p.271-283, 2003.
- GRACOVETSKY, S. An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. **Journal of Biomedical Engineering**, Guilford, v.7, p. 205-216, 1985.
- HERZOG, W.; NIGG, B. M.; READ, L. J. O.; OLSSON, E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. **Medicine and Science in Sports Exercise**, Hagerstown, v. 21, p.110-114, 1989.
- KAUFMAN, K. R.; MILLER, M. D.; SUTHERLAND, D. H. Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, New York, v. 16, p.144-150, 1996.
- KERRIGAN, D. C; RILEY, P. O; LELAS, J. L.; DELLA CROCE, U. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 82, p. 217-220, 2001.
- LAMOTH, C. J. C.; BEEK, P. J.; MEIJER, O. G. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. **Gait and Posture**, Amsterdam, v.16, p.101-114, 2002.
- LIU, X-C; FABRY, G.; MOLENAERS, G.; LAMMENS, J.; MOENS, P. Kinematic and kinetic asymmetry in patients with leg-length discrepancy. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, New York, v.18, p.187-189, 1998.
- PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. Throfare: SLACK, 1992.

PERTTUNEN, J. R.; ANTTILA, E.; SODERGARD, J.; MERIKANTO, J.; KOMI, P.V. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. **Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports**, Copenhagen, v.14, p.49-56, 2004.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Marcha humana**. São Paulo: Premier, 1998.

SAUNDERS, J. B. D.; INMAN, V. T.; EBERHAT, H. D. The major determinants in normal and pathological gait. **Journal of Bone and Joint Surgery American**, Boston, v. 35, p. 543-558, 1953.

SAUNDERS, S.W.; SCHACHE, A.; RATH, D.; HODGES, P. W. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.20, p.784-793, 2005.

SYCZEWSKA, M.; OBERG, T.; KARLSSON, D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.14, p.384-388, 1999.

VAN EMMERIK, R. E. A.; McDERMOTT, W. J.; HADDAD, J. M.; VAN WEGEN, E. E. H. Age-related changes in upper body adaptation to walking speed in human locomotion. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.22, p.233-239, 2005.

VOGT, L.; PORTSCHER, M.; BRETTMANN, K.; PFEIFER, K.; BANZER, W. Cross-validation of marker configurations to measure pelvic kinematics in gait. **Gait and Posture**, Amsterdam, v.18, p.178-184, 2003.

Endereço:

Mario Adrian Misailidis Lerena  
UNESP Depto. de Educação Física-  
Laboratório para Estudos do Movimento (LEM)  
Av. 24 A, 1515 Bela Vista  
Rio Claro SP  
13506-900  
e-mail: [mariom@rc.unesp.br](mailto:mariom@rc.unesp.br)

*Manuscrito recebido em 19 de abril de 2006.*

*Manuscrito aceito em 24 de agosto de 2006.*