

ANÁLISE DINÂMICA E DA ATIVIDADE MUSCULAR EM CRIANÇAS DURANTE O SUBIR E DESCER ESCADAS E O ANDAR NO PLANO

P. H. Lobo da Costa¹, M. Duarte² e A. C. Amadio²

RESUMO -- O movimento humano requer, em geral, controle e coordenação de mais de um membro simultaneamente e, para tanto, o sistema motor elabora estratégias neuro-musculares que resultam na redução dos graus de liberdade de movimentos multi-articulares. A natureza dos movimentos locomotores faz deles objeto ideal para o estudo das estratégias coordenativas do sistema motor. Uma forma de se investigar as características de flexibilidade e adaptabilidade deste sistema de regulação do movimento e, conseqüentemente, de melhor compreender os processos envolvidos na locomoção humana, consiste no estudo de diferentes formas de locomoção. Assim, este estudo propõe-se a identificar padrões entre parâmetros biomecânicos que possam ser indicadores quantitativos e qualitativos da função coordenativa do sistema motor. Uma complexa análise do movimento é aqui desenvolvida através do emprego simultâneo de procedimentos da dinamometria e da eletromiografia. Parâmetros selecionados da força reação do solo associados a padrões de atividade muscular dos principais músculos locomotores em crianças para o andar no plano e o andar subindo e descendo escadas são aqui analisados comparativamente. São destacados parâmetros biomecânicos variantes, responsáveis por adaptações do padrão do andar às diferentes demandas funcionais do subir e descer escadas.

Palavras-chave: Biomecânica, Locomoção Humana, Subir e Descer Escadas.

INTRODUÇÃO

Locomoção é toda ação que move o corpo de um animal pelo espaço aéreo, aquático ou terrestre (Cappozzo, 1991). Ela é atingida através de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (muscular, articular) e forças externas (inercial, gravitacional, friccional). Quando o organismo é capaz de estruturar seu movimento de maneira a se aproveitar totalmente das forças externas, ocorre um mais alto grau de eficiência coordenativa (Thelen, 1986). Na locomoção humana, o surgimento do andar maduro depende da capacidade do sistema motor de explorar a dinâmica das estruturas passivas do aparelho locomotor, o que está na dependência do desenvolvimento integral do sistema proprioceptivo e do uso desta modalidade de informações como fonte de controle. Apesar dos mecanismos neuro-musculares responsáveis pela locomoção já estarem presentes desde os primeiros meses de vida, a capacidade

¹ Departamento de Educação Física & Motricidade Humana, Universidade Federal de São Carlos, Email: paulahlc@power.ufscar.br.

² Departamento de Biodinâmica do Movimento Humano, Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo.

de controlar as forças externas pode estender o período de desenvolvimento do andar até a idade de dez anos aproximadamente. Bernstein (1967) estudou o desenvolvimento das forças de reação do solo no andar em crianças entre 2 e 5 anos, observando que a componente vertical diferencia-se antes das componentes longitudinais e que por volta dos cinco anos as três componentes já atingem valores maduros em relação ao peso corporal.

Uma maneira de se investigar a importância das forças externas é através do estudo de alterações em um padrão, como o do andar, em função de diferentes tarefas locomotoras, tais como o subir e descer escadas. Os distúrbios gerados pelas forças externas resultantes do ambiente durante o andar em escadas devem alterar parâmetros biomecânicos principalmente em se tratando de estruturas biodinâmicas menos desenvolvidas, como no caso de crianças.

Investigações documentadas acerca do andar subindo e descendo escadas iniciaram-se com os registros fotográficos de Muybridge (1955). Desde então, os estudos da locomoção no subir e descer escadas têm focado principalmente aspectos ergonômicos e da reabilitação, fornecendo informações sobre a arquitetura ótima para ambientes de trabalho, bem como para a construção de próteses (Andriacchi *et alii* 1980; Andriacchi *et alii* 1982; Costigan *et alii* 1993; Fitch *et alii* 1974). Joseph e Watson (1967), Macfadyen e Winter (1988) e Morrison (1969) investigaram o papel da articulação do joelho durante o subir e descer escadas, analisando amplitudes articulares e atividade muscular envolvidas na execução deste tipo de movimento, apontando suas diferenças em relação ao andar no plano. Estes estudos evidenciam a existência de padrões já estabelecidos para a atividade eletromiográfica dos músculos dos membros inferiores, bem como para variáveis biomecânicas na realização da locomoção em situação de subir e descer escadas. O andar subindo e descendo escadas, sob o ponto de vista biomecânico, demonstra ser diferente do andar no plano, resultando em maiores momentos e amplitudes articulares, principalmente para os joelhos, bem como alterações na atividade física dos principais músculos locomotores (Andriacchi *et alii*, 1980). Apenas Adrian & Cooper (1989, p. 294 e 295) fazem referência às características deste movimento em crianças, indicando a importância da arquitetura ambiental como fator limitante para o desenvolvimento de padrões coordenativos maduros para a ação do andar em escadas.

As diferentes posições corporais adotadas durante cada tarefa locomotora levam a uma reorganização das funções musculares, gerando padrões distintos de atividade muscular devidos às diferentes cargas impostas ao aparelho locomotor durante o movimento. Por exemplo, Andriacchi *et alii* (1980) relatam que os momentos flexores no joelho durante a descida são maiores quando comparados com os momentos para o andar no plano e o andar subindo escadas, fato que requer forças musculares correspondentes na musculatura extensora de joelhos. Maiores magnitudes para os momentos de suporte, que correspondem ao padrão extensor total do membro inferior no apoio, durante o subir e o descer em relação ao andar no plano também foram encontrados por Macfadyen e Winter (1988). Pode-se, então, analisar as variações nas atividades físicas da musculatura à luz desta abordagem, em se considerando a magnitude dos momentos externos como indicadores relativos das forças musculares envolvidas. Neste estudo, os parâmetros dinâmicos da força vertical de reação do solo fornecem também indicadores sobre o nível de atividade muscular necessária para sobrepôr-se às sobrecargas impostas externamente.

O andar subindo escadas envolve a elevação do corpo sobre o degrau acima durante a fase de apoio, o que é atingido por atividades aumentadas do *m.vastus lateralis* e *m.gastrocnemius* em contrações concêntricas, enquanto a descida é caracterizada pelo movimento descendente do corpo

durante a fase de apoio, realizado principalmente pela ação excêntrica destes mesmos músculos. Joseph e Watson (1967) chamam esta atividade excêntrica de alongamento controlado, também observando aumentos nos níveis de ativação destes músculos durante o apoio na descida.

Pode-se observar tendências gerais de maiores níveis de atividade eletromiográfica durante a subida, comparativamente ao andar no plano e ao descer. Também a posição mais favorável do centro de gravidade durante a descida, mais próximo do ponto de apoio, resulta em menores níveis de atividade muscular para o descer do que o subir. Apesar de haver maiores momentos flexores de joelhos para o descer, o controle destes não é tarefa isolada da musculatura extensora, caso contrário haveria maiores aumentos da atividade do *m. vastus lateralis* para o descer do que o subir. Dessa forma, grupos musculares funcionalmente distintos provavelmente atuam como uma unidade, fazendo da atividade do *m.vastus lateralis* no início do apoio durante a descida um dos componentes de uma sinergia extensora de joelho.

A análise dos padrões da atividade eletromiográfica permite acesso às sinergias musculares, e é componente essencial para o estudo biomecânico da locomoção humana. Assim, a investigação de sinergias musculares tem sido rotina nos relatos científicos, evidenciando-se, inclusive, uma grande variedade de protocolos experimentais, métodos empregados para a coleta do sinal eletromiográfico e para o seu processamento.

Idealmente dever-se-ia analisar todos os músculos do segmento inferior durante a locomoção. O total de 47 músculos torna difícil esta tarefa (Tittel, 1976). Então, seleciona-se certos músculos como representativos para a função locomotora dos membros inferiores.

O sinal bruto da eletromiografia é, em geral, de pouco interesse para uma análise fisiológica. Os envoltórios lineares do EMG têm sido a maneira mais freqüente de se estimar a intensidade da atividade muscular em movimentos cíclicos como a locomoção (Moffet *et alii* 1993; Shiavi e Green, 1983; Winter, 1983). Uma vez que as freqüências que compõem a locomoção humana estão abaixo de 10 Hz (Winter, 1991), o sinal EMG bruto deve ser filtrado com um filtro passa-baixo com freqüência de corte de até 10 Hz, a fim de que o envoltório do sinal seja representativo do padrão de movimento estudado.

Desta maneira, o presente estudo objetiva interpretar as respostas comportamentais de força externa de reação do solo em função do padrão característicos de ativação muscular, através da eletromiografia, para movimentos selecionados de maneira comparativa e considerando-se o controle sincronizado na aquisição das grandezas de medida. Portanto, a avaliação destas respostas eletromiográficas e dinâmométricas busca interpretar funções de dependência de resposta mecânica (força externa) com resposta neuro-muscular (eletromiografia), buscando assim a identificação de possíveis mecanismos de controle e adaptação do padrão de movimento do andar às distintas condições ambientais.

MATERIAIS E MÉTODOS

Participaram voluntariamente deste estudo seis crianças do sexo masculino com idade média de sete anos e meio (mínima de 6 e máxima de 9 anos), todas com o prévio consentimento dos pais.

Foram realizadas ainda medidas antropométricas, como massa, estatura, comprimento do membro inferior (distância entre o grande trocanter do fêmur e a superfície de apoio) e calculada a altura relativa do degrau (relação entre o comprimento do membro inferior e a altura do degrau) para cada sujeito. Para a realização destas medidas foram utilizados os seguintes instrumentos: balança mecânica, estadiômetro, antropômetro de Martin.

A Tabela 1 abaixo apresenta os resultados das medidas antropométricas relevantes para este estudo, que caracterizaram os sujeitos participantes deste estudo.

Tabela 1. Medidas antropométrica dos seis sujeitos participantes deste estudo.

Parâmetro Sujeitos	Massa (kg)	Estatura (cm)	Comprimento do membro inferior (cm)	Altura relativa do degrau (ARD) (%)
S1	22,8	117	58,5	0,37
S2	32,0	134	69,5	0,31
S3	28,0	149	76,0	0,28
S4	23,6	124	57,0	0,38
S5	36,9	135	68,0	0,32
S6	24,9	131	61,0	0,35
\bar{X}	28,03	131,7	65,0	0,34
S	5,5	10,9	7,4	0,04

O andar no plano foi realizado sobre uma passarela de 5 m de comprimento e o subir e descer escadas sobre um bloco de madeira. O bloco de escadas apresentou as seguintes dimensões: 21,5 cm para a altura dos degraus, 40 cm para amplitude de passo (no sentido do movimento), 50 cm para a largura do degrau (transversal ao sentido do movimento) e 30° para a inclinação da diagonal. As plataformas de força foram dispostas sobre o segundo e terceiro degraus do bloco de escadas. Para efeito de análise, foram levados em conta apenas os instantes em que o indivíduo passava sobre as plataformas de força, que correspondeu ao intervalo de tempo entre dois passos sucessivos, um passo de cada pé.

A partir das medidas antropométricas pode-se relacionar o comprimento do segmento inferior com o ângulo máximo de joelho durante a subida e descida em escadas (Shinno, 1971), ou ainda a capacidade de deslocamento nos degraus em função da relação comprimento da perna e altura do degrau. Nota-se que os degraus podem ser considerados pouco confortáveis para as crianças participantes deste estudo, segundo o critério estabelecido por Warren (1984) de uma altura relativa de degrau de $\frac{1}{4}$ para escadas consideradas ótimas e este fato deve, provavelmente, levar a adaptações importantes no padrão do andar para o cumprimento da tarefa de subir e descer degraus.

Para o andar no plano e o subir e descer escadas, cada sujeito realizou cinco tentativas em velocidade auto-selecionada, onde foram tomados os tempos gastos para a realização de cada execução, a fim de se obter uma estimativa das velocidades médias de deslocamento horizontal.

O presente estudo realizou uma análise complexa do movimento através do emprego simultâneo da dinamometria e da eletromiografia. Os dados experimentais foram adquiridos sincronizadamente via um conversor A/D de 10 bits (Lynx Ltda.) interfaciado em um computador 386 DX padrão PC/AT. A aquisição foi gerenciada pelo software AQDADOS 3.0 (Lynx Ltda.). Por problemas metodológicos relativos à memória do computador, utilizou-se uma frequência de aquisição de 100 Hz. Esta frequência é adequada para os sinais da dinamometria, adquiridos através de plataformas de força, para o fenômeno investigado, a locomoção, mas baixa para a aquisição de sinais eletromiográficos (EMG), considerando-se o critério estabelecido pelo teorema de Nyquist, isto é, a frequência de amostragem deve ser no mínimo duas vezes maior do que a frequência do sinal. Após a aquisição e armazenamento dos dados, estes foram processados e visualizados no software ORIGIN 3.5 (Microcal Software Inc.), onde desenvolveu-se um código em linguagem LABTALK (Microcal Software Inc.) para a implementação do processamento matemático descrito a seguir.

Este estudo analisou as atividades elétricas dos seguintes músculos: *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris (caput longum)*, *m. gastrocnemius (caput laterale)* e *m. tibialis anterior*. Os eletrodos foram embebidos em gel condutor e mantidos na posição com fita adesiva, sendo que os eletrodos ativos estavam equidistantes a cerca de 1,5 cm do eletrodo de referência. O eletromiógrafo utilizado foi do tipo ETK 90.X de quatro canais, com eletrodos bipolares de superfície e amplificador próprio dedicado a cada canal, com ganho aproximado de 500 vezes, especificações estas que atenderam a faixa de operação para o presente trabalho que utilizou deste equipamento construído pela "Entwicklungsteam", Köln - RFA.

Com o registro da atividade eletromiográfica, o curso temporal da inervação de um músculo, bem como a ordem seqüencial de ativação de um grupo muscular, podem ser determinados pela variação do potencial elétrico entre dois eletrodos ativos de superfície e um eletrodo neutro, usado como referência. Todos os registros foram feitos do lado direito do corpo. A superfície da pele sobre a qual foram aderidos os eletrodos foi devidamente preparada para reduzir sua resistência à condução da corrente elétrica: tricotomia sempre que necessário, raspagem com papel do tipo lixa para remoção da camada queratinizada e posteriormente limpeza com álcool. A localização dos eletrodos de superfície tem sido fonte de muita controvérsia na literatura. Enquanto Dainty e Norman (1987) recomendam a colocação sobre o ponto motor, Delagi *et alii* (1981) sugerem o ponto médio entre as inserções musculares e Basmajian e DeLuca (1985) adotam o ponto médio entre o ponto motor e a inserção distal do músculo para o posicionamento dos eletrodos. Neste estudo, os eletrodos de referência foram posicionados sobre o ponto da superfície da pele que correspondeu ao local mais próximo do ponto motor para cada músculo selecionado (Dainty e Norman, 1987). Roy *et alii* (1990) realizaram estimulação elétrica de baixo pulso para a localização do ponto motor. A técnica de localização do ponto motor adotada para este estudo foi a mesma sugerida por Dainty e Norman (1987).

Dessa forma, os dados brutos foram retificados por onda completa e alisados utilizando-se um filtro digital FFT com frequência de corte de 5 Hz, baseado no método de Danielson-Lanczos (User's Manual ORIGIN, 1995). Para a comparação e obtenção das curvas médias entre as tentativas

das três tarefas procedeu-se a normalização na base de tempo como descrita classicamente na literatura (Chao, 1986; Joseph e Watson, 1967; Winter, 1980, 1983). A cada ciclo completo da passada, estabelecido como dois apoios sucessivos do mesmo pé, a curva sob análise foi normalizada, sendo este intervalo considerado 100% e a cada 2% foi realizada uma interpolação nesta curva. Assim, todas as curvas possuíam a mesma duração e o mesmo número de pontos, sendo possível a obtenção de médias das curvas quando aplicável. Neste estudo, o coeficiente de variabilidade representou uma medida da variabilidade entre as diferentes tentativas para cada tarefa locomotora e foi empregado sobre os conjuntos de médias da componente vertical da força reação do solo e da atividade eletromiográfica.

Forças reativas entre a superfície de contato e o sujeito durante o andar foram medidas através de plataformas de força, capazes de registrar o curso temporal das forças de reação do solo durante a fase de apoio (Baumann, 1968). A componente vertical foi selecionada para análise, pois melhor representa a ação do corpo contra a gravidade e, considerando-se as tarefas locomotoras deste estudo, são de maior importância para a identificação de padrões gerais para a locomoção em escadas. Foram empregadas duas plataformas de força dispostas em série que fornecem as forças de reação do solo nos três eixos (Fy, Fx, Fz), resultado da configuração espacial específica para cada "strain gauge", que foram calibrados para o cálculo das componentes das forças reativas para cada plataforma. Ambas as plataformas de força foram calibradas com um erro médio de 0,2% para o registro da componente vertical da força reação do solo, considerando-se que a faixa de operação deste equipamento atendeu às especificações do presente trabalho.

A Figura 1 representa graficamente os parâmetros desta componente que foram selecionados para fins comparativos entre as três formas de andar.

Os valores da componente vertical foram normalizados pelo peso corporal do sujeito e pela duração total do apoio, a fim de proporcionar comparações em relação à magnitude do peso corporal e às diferentes fases do movimento. A duração do apoio consiste no intervalo entre o contato inicial de um dos pés sobre a plataforma até a perda de contato deste mesmo pé (ipsilateral) com a saída da plataforma. Determinou-se ainda o impulso vertical relativo (IVR), representando o caráter temporal do desenvolvimento da força, à partir da seguinte relação:

$$IVR = \frac{\int_{t_0}^{t_f} Fz(t)dt}{\int_{t_0}^{t_f} PC(t)dt} \times 100\%,$$

onde: PC = peso corporal, t_0 = início do tempo de apoio e t_f = final do tempo de apoio.

Os dados obtidos por este estudo foram comparados entre as três tarefas de locomoção, andar no plano, subindo e descendo escadas. Uma análise estatística paramétrica foi realizada empregando-se as seguintes medidas:

- a) medida de tendência central: média aritmética \bar{x} ;
- b) medidas de variabilidade: desvio padrão (S) e coeficiente de variação (CV);
- c) medidas de comparação entre médias: análise de variância simples.

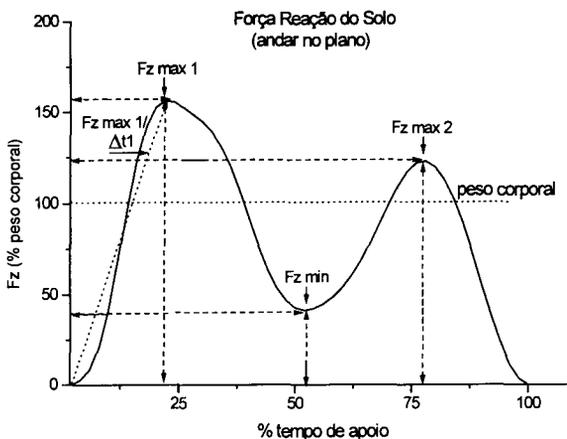


Figura 1. Representação dos parâmetros da força de reação do solo selecionados para este estudo. Fz max 1 = pico passivo, Fz max 2 = pico ativo, Fz min = redução da força passiva; ΔFz = taxa de crescimento da força passiva, ou gradiente da Fz max 1 representada pela inclinação da curva nesta sua primeira fase correspondente ao $\Delta t1$, portanto valor determinado à partir do quociente Fz max 1/ $\Delta t1$; $\Delta t1$ = intervalo de tempo entre o início do contato e o pico passivo.

Para a localização das diferenças observadas entre os parâmetros das três tarefas locomotoras, foi realizado um teste *post-hoc* de Duncan, após a obtenção da razão F. O nível de significância estatística foi fixado para $p \leq 0,05$.

O coeficiente de variação (CV) foi calculado segundo Winter (1991) como a raiz quadrada do desvio-padrão em cada intervalo de tempo dividida pela magnitude média do parâmetro selecionado. É uma medida da variabilidade de cada parâmetro estudado entre as tentativas de um mesmo sujeito (variabilidade intra-sujeito).

ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

As velocidades de execução para as três formas de locomoção estão apresentadas a seguir na Tabela 2.

A velocidade de execução do andar é dada em valores absolutos (m/s), pois interessam apenas as comparações intra-sujeitos. A velocidade de deslocamento é, em geral, influenciada pela estatura devido à sua relação com o comprimento do passo, porém, esta relação sistemática entre estatura e velocidade de deslocamento não parece ser tão acentuada para velocidades livres, como é o caso para velocidades mais altas (Murray *et alii*, 1966). Durante o subir e descer escadas, a fixação de um parâmetro descritivo do andar como o comprimento de passo, induz os sujeitos a adaptações no

Tabela 2. Valores médios e de desvios-padrão (média \pm desvio-padrão) para a velocidade de deslocamento nas condições de andar no plano, subindo e descendo escadas para os seis sujeitos (N=5).

		Velocidade de Deslocamento (m/s)					
Padrão	Sujeitos (S)	S1	S2	S3	S4	S5	S6
	Plano		1,24 *+	1,26	1,37 *	1,39 *	1,49 *+
		$\pm 0,01$	$\pm 0,01$	$\pm 0,17$	$\pm 0,10$	$\pm 0,07$	$\pm 0,12$
Subir		0,95	1,17	1,10 #	1,00 #	0,98 #	1,16 #
		$\pm 0,15$	$\pm 0,10$	$\pm 0,09$	$\pm 0,20$	$\pm 0,17$	$\pm 0,12$
Descer		1,04	1,51	1,30	1,46	1,32	1,33
		$\pm 0,09$	$\pm 0,41$	$\pm 0,08$	$\pm 0,20$	$\pm 0,04$	$\pm 0,26$

* plano \neq subir para $p \leq 0,05$ + plano \neq descer para $p \leq 0,05$ # subir \neq descer para $p \leq 0,05$

padrão para o cumprimento satisfatório das tarefas de sustentação e equilíbrio do corpo e execução das passadas, dificultando a interpretação deste padrão a partir da relação entre velocidade auto-selecionada e custo energético mínimo (Holt *et alii*, 1991; Minetti & Saibene, 1992).

Observou-se uma tendência para velocidades maiores durante o andar no plano em comparação às duas outras condições, provavelmente devido à familiaridade dos sujeitos com a tarefa, já que não havia restrições ao padrão natural do andar, comparando-o com as condições fixadas pelas dimensões dos degraus para o subir e descer que exigiram maiores deslocamentos horizontais para cada passo.

Para o subir, as velocidades de progressão foram consistentemente menores entre as três condições. O maior tempo necessário para transportar a perna de balanço dois degraus acima e, ainda, a dificuldade de recuperação da energia cinética durante a progressão vertical contrária à ação da gravidade podem ser causas desta característica. Por outro lado, a velocidade de progressão para o descer apresentou-se menor que a do andar no plano para os sujeitos S1, S5 e S6, sendo que para S3 a diferença não foi estatisticamente significativa. Comparativamente ao subir, o andar descendo escadas foi mais rápido para S3, S4 e S5, apesar dos valores maiores para S1, S2 e S6 não serem estatisticamente significativos.

Parâmetros dinâmicos selecionados da força reação do solo

Tipicamente, a componente vertical no andar apresenta dois picos máximos, um no primeiro e outro no último terço do intervalo de apoio. Este padrão é mantido em condições de subir e descer escadas, como ilustra a Figura 2.

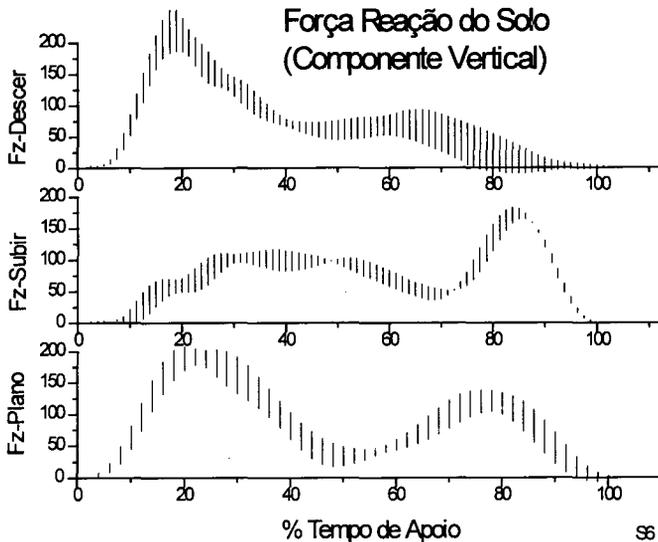


Figura 2. Representação do comportamento da componente vertical da força reação do solo para o andar no plano, subir e descer escadas para um sujeito selecionado do grupo (S6); Fz em % do peso corporal.

Os dois picos máximos para o andar no plano correspondem à fase de acomodação do peso, quando a velocidade vertical para baixo do centro de gravidade do corpo está sendo frenada e à fase da propulsão do corpo e aceleração para cima do CG com o propósito de incrementar sua velocidade no sentido contrário à gravidade.

O andar no plano caracteriza-se por deslocamentos do CG predominantemente no eixo horizontal, apesar do carácter senoidal desta trajetória evidenciar um movimento também no eixo vertical. Já no andar subindo e descendo escadas, os movimentos do CG no eixo vertical são tão significativos quanto os no eixo horizontal, o que gera diferentes demandas sobre o sistema motor devidas à ação da gravidade. A resposta da força vertical de reação do solo, entretanto, mantém os dois picos máximos e os padrões apresentados neste estudo correspondem aos descritos na literatura, tanto para o andar no plano, (Chao, 1986; Chao *et alii*, 1983; Winter, 1991), quanto para o andar em escadas (Macfadyen e Winter, 1988).

A seguir, a Tabela 3 apresenta os resultados calculados para os coeficientes de variação (CV) em relação à força vertical de reação do solo para o andar no plano, subir e descer escadas.

A amplitude dos resultados do CV para a força vertical de reação do solo na condição do plano para os sujeitos participantes varia entre 8,2 e 11,8%. Winter (1991) relata valores de CV entre nove tentativas em torno dos 10% para a cadência natural e 15% para cadência lenta. Para o subir escadas, Macfadyen e Winter (1988) relatam coeficientes de variação de 14,1% e de 10,2% para o descer.

Tabela 3. Coeficientes de variação da força vertical de reação do solo para o andar no plano subir e descer escadas, (N=5).

Padrão	Coeficiente de Variação (%)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Plano	10,3	8,9	11,8	8,2	9,8	11,8
Subir	18,0	9,5	11,1	12,5	10,4	14,7
Descer	16,0	8,3	17,2	13,9	9,5	18,9

Entre os participantes deste estudo os coeficientes de variação para o subir e descer escadas apresentaram-se com grandes amplitudes de variação, sendo esta entre 9,5 e 18% para o subir e entre 8,3 e 18,9% para o descer. A tendência para maiores variabilidades durante a subida e a descida pode ser devida às menores velocidades de deslocamentos para a locomoção em escadas.

O andar subindo escadas caracteriza-se por perfis predominantemente positivos de potência muscular nas articulações do membro inferior (Macfadyen e Winter, 1988), determinando um trabalho concêntrico da musculatura que gera energia durante a quase totalidade da fase de apoio.

A acomodação do peso durante a subida acontece no primeiro terço da fase de apoio, enquanto o membro contra-lateral está transferindo o peso para o membro ipsilateral. Nesta fase, a posição inferior do CG em relação à base de apoio resulta em menores picos passivos da força reação do solo ($F_z \max 1$, Tabela 4) e menores taxas de crescimento de F_z ($F_z \max 1 / \Delta t 1$, Tabela 5), indicando que não há impactos significativamente grandes, em relação ao peso corporal, durante esta fase do movimento da subida devido ao crescimento lento e gradual da força passiva, principalmente quando esta fase é comparada entre o andar no plano e descendo escadas. Destaca-se, porém, que a força reação do solo não é medida direta de sobrecarga, mas apenas um indicador de níveis de solicitação mecânica externa.

No terço seguinte do apoio, todo o peso do corpo já está sobre o membro ipsilateral que tem suas articulações em flexão, gerando, conseqüentemente, uma condição de instabilidade para a continuidade da translação do corpo. Esta fase, chamada de fase de propulsão, tem a função de posicionar o CG do sujeito de maneira ideal para a geração de forças propulsivas sobre a superfície de apoio. Esta fase pode ser caracterizada pelo parâmetro da taxa de redução da força passiva (ΔF_z , Tabela 6), uma vez que ocorre uma redução no valor do primeiro pico até um mínimo antes de novo crescimento em direção ao segundo pico máximo devida ao balanço do membro inferior livre (Amadio e Serrão, 1992), cuja inércia favorece a transferência do ponto de aplicação da força reação do solo da região posterior para a anterior do pé, preparando o segmento para a geração de forças para a progressão adiante.

Durante a fase da progressão, ao final do apoio, o membro de apoio precisa elevar o membro contra-lateral dois degraus acima, o que requer participação ativa da musculatura. Dessa forma, um pico ativo ($F_z \max 2$, Tabela 7) aumentado deve ser essencial para a progressão, principalmente considerando-se a altura relativa dos degraus empregados neste estudo.

Tabela 4. Valores médios e de desvios-padrão (média \pm desvio-padrão) para Fz max 1 relativos ao peso corporal para o andar no plano, subir e descer escadas (N=5).

Padrão	Fz max 1 (% peso corporal)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Plano	139,8 *+	132,4 *+	128,6	131,2 *+	124,7 *+	189,1 *+
	$\pm 7,5$	$\pm 5,9$	$\pm 22,8$	$\pm 9,8$	$\pm 8,4$	$\pm 19,7$
Subir	93,3 #	104,4 #	114,7 #	111,8 #	100,6 #	116,2 #
	$\pm 5,6$	$\pm 9,1$	$\pm 6,3$	± 7	$\pm 8,9$	$\pm 7,4$
Descer	178	178,6	152,1	179,4	187,9	227,6
	$\pm 22,6$	$\pm 18,8$	$\pm 14,7$	$\pm 9,9$	$\pm 13,9$	$\pm 10,9$

* plano \neq subir para $p \leq 0,05$ + plano \neq descer para $p \leq 0,05$ # subir \neq descer para $p \leq 0,05$

Tabela 5. Valores médios e de desvios-padrão (média \pm desvio-padrão) para o gradiente de crescimento da força passiva (Fz max 1/ $\Delta t1$) para o andar no plano, subindo e descendo escadas (N=5).

Padrão	Fz max 1/ $\Delta t1$					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Plano	0,25 *+	0,3 *+	0,22 *+	0,23 *+	0,33 *+	0,46 *
	$\pm 0,02$	$\pm 0,03$	$\pm 0,07$	$\pm 0,04$	$\pm 0,07$	$\pm 0,08$
Subir	0,12 #	0,13 #	0,13 #	0,11 #	0,16 #	0,15 #
	$\pm 0,04$	$\pm 0,02$	$\pm 0,04$	$\pm 0,03$	$\pm 0,04$	$\pm 0,04$
Descer	0,4	0,45	0,4	0,38	0,47	0,48
	$\pm 0,04$	$\pm 0,09$	$\pm 0,06$	$\pm 0,05$	$\pm 0,07$	$\pm 0,09$

* plano \neq subir para $p \leq 0,05$ + plano \neq descer para $p \leq 0,05$ # subir \neq descer para $p \leq 0,05$

Tabela 6. Valores médios e de desvios-padrão (média \pm desvio-padrão) para a taxa de redução da força passiva (ΔFz) para o andar no plano, subindo e descendo escadas (N=5).

Padrão	$\Delta Fz(\%)$					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Plano	63,5 * $\pm 7,2$	52,9 $\pm 7,9$	58,2 * $\pm 13,6$	51,8 + $\pm 6,4$	47,9 + $\pm 9,9$	83,7 *+ $\pm 5,5$
Subir	41,1 $\pm 11,3$	50,2 # $\pm 12,7$	35,9 # $\pm 9,1$	43,9 # $\pm 9,8$	39,2 # $\pm 7,9$	54,3 # $\pm 5,2$
Descer	56,8 $\pm 9,1$	64,4 $\pm 8,8$	62,2 $\pm 5,6$	63,3 $\pm 1,9$	72 ± 3	74,4 $\pm 5,6$

* plano \neq subir para $p \leq 0,05$ + plano \neq descer para $p \leq 0,05$ # subir \neq descer para $p \leq 0,05$

Tabela 7. Valores médios e de desvios-padrão (média \pm desvio-padrão) para Fz max 2 relativos ao peso corporal para o andar no plano, subir e descender escadas (N=5).

Padrão	Fz max 2(% peso corporal)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Plano	98 * $\pm 12,8$	116,1 *+ $\pm 9,8$	116,9 $\pm 12,2$	126,1 + $\pm 5,9$	113,6 + $\pm 14,2$	124,3 *+ $\pm 11,9$
Subir	139,7 # $\pm 22,9$	150,9 # $\pm 13,8$	108,7 ± 7	123,6 # $\pm 25,4$	144,3 # $\pm 24,1$	149,4 # $\pm 24,7$
Descer	101,1 $\pm 5,6$	84,4 $\pm 8,5$	103,6 $\pm 11,3$	71,1 $\pm 6,9$	82,1 $\pm 6,4$	82,6 $\pm 12,9$

* plano \neq subir para $p \leq 0,05$ + plano \neq descer para $p \leq 0,05$ # subir \neq descer para $p \leq 0,05$

A fase de acomodação do peso também ocorre durante o primeiro terço da duração do apoio. Macfadyen e Winter (1988) observaram padrões negativos de potência muscular no tornozelo, joelho e quadril durante esta fase, descrevendo-a como sendo dominada pela absorção de energia principalmente no tornozelo e joelho. Nesta fase, pode-se observar picos passivos aumentados para a componente vertical da força reação do solo ($Fz \text{ max } 1$, Tabela 4), além de maiores valores para a taxa de crescimento de Fz ($Fz \text{ max } 1 / \Delta t_1$, Tabela 5), ambos indicando níveis significativos de sobrecarga em relação ao peso corporal. Tal fato sugere que o controle da estabilidade do membro de suporte no movimento descendente deva ser uma tarefa crítica para os mecanismos de controle, devido à grande força, em relação ao peso corporal, gerada pela ação da gravidade e ao rápido crescimento da força passiva.

A fase de progressão corresponde ao segundo terço do apoio e nela o corpo começa a se mover lentamente para a frente e para baixo. Também pode ser caracterizada pelo parâmetro da redução da força passiva, já que é nesta fase que a força vertical atinge seu valor mínimo antes de iniciar novo crescimento em direção ao segundo pico máximo.

O último terço do apoio corresponde à fase da descida controlada. No início desta fase, ocorre a transferência de peso para o membro inferior contra-lateral, que já se moveu para o degrau inferior e há a geração de energia para a continuidade do movimento descendente. Macfadyen e Winter (1988) relatam uma fase positiva de potência ao final da descida controlada, porém a continuidade do movimento para o próximo degrau é facilitada pela ação da gravidade, evidente nos pequenos valores de pico ativo da componente vertical da força reação do solo ($Fz \text{ max } 2$, Tabela 7).

O parâmetro dinâmico do impulso vertical relativo pode ser empregado como um indicador dos níveis de troca de energia entre o sujeito e a superfície de contato, ou seja, de sua capacidade de sustentar o corpo no apoio (Quade e Glitsch, 1991). O impulso vertical relativo descreve quantas vezes o impulso vertical (integral no tempo da força vertical de reação do solo) é maior do que o produto da força peso pelo tempo de contato durante a fase de contato de uma perna. Portanto, este representa um parâmetro biomecânico global com importante função na identificação das interdependências do sistema motor com o ambiente externo.

A Tabela 8 apresenta os resultados obtidos para a grandeza do impulso vertical relativo nas três tarefas locomotoras e para os seis sujeitos participantes.

Não houve diferenças estatisticamente significativas entre as três tarefas, sendo que os valores mantiveram-se na ordem de 80 %, com exceção do sujeito S6, que apresentou valores significativamente maiores para o andar no plano ($91\% \pm 4$) do que para o subir ($83\% \pm 6$) e o descer ($77\% \pm 6$).

Glitsch *et alii* (1993) apresentam resultados 90% para o impulso vertical relativo durante o descer escadas em pacientes usando bandagem patelar. A consistência destes valores de impulso vertical relativo entre as três tarefas locomotoras indica provavelmente mais um parâmetro descritor do padrão do andar como invariante e que precisa ser mantido dentro de certos limites para a garantia das funções locomotoras normais. Valores muito distintos destes sugerem distúrbios no padrão normal.

Tabela 8. Valores médios e de desvios-padrão (média \pm desvio-padrão) para o impulso vertical relativo para o andar no plano, subindo e descendo escadas (N=5).

Padrão	Impulso Vertical Relativo(%)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Plano	79	89	76	83	77	91 *+
	± 2	± 15	± 8	± 8	± 4	± 4
Subir	75	83	79	80	79	83
	± 2	± 7	± 2	± 8	± 2	± 6
Descer	80	82	82	81	80	77
	± 6	± 5	± 4	± 2	± 2	± 6

* plano \neq subir para $p \leq 0,05$ + plano \neq descer para $p \leq 0,05$ # subir \neq descer para $p \leq 0,05$

Parâmetros da atividade eletromiográfica

São apresentados os perfis médios e desvios-padrão dos envoltórios lineares para as cinco tentativas de um mesmo sujeito, obtendo-se, dessa forma, uma representação da variabilidade intra-sujeito da atividade de cada músculo nas três tarefas locomotoras estudadas. O *m. tibialis anterior* não teve sua atividade registrada como pretendida devido a problemas no canal do eletromiógrafo.

Fez-se uma comparação entre os sinais EMG obtidos neste estudo com outros sinais reportados na literatura para os mesmos movimentos (Macfadyen e Winter, 1988). Tal comparação mostrou uma semelhança de padrões entre os dois conjuntos de dados, sugerindo que a baixa frequência utilizada na aquisição do EMG, apesar de poder ser considerada uma limitação metodológica deste estudo, não alterou significativamente os resultados.

O propósito da análise a seguir é o de destacar alguns aspectos da atividade dos grupos musculares selecionados que possam ser indicadores da variabilidade das sinergias musculares a fim de responderem às tarefas locomotoras distintas do andar no plano, subir e descer escadas. A Tabela 9 e a Tabela 10 apresentam os coeficientes de variabilidade para as médias de envoltórios lineares para os músculos estudados e para os seis sujeitos participantes deste estudo durante as três tarefas locomotoras.

Alguns coeficientes de variação não foram apresentados nas tabelas, pois problemas de aquisição no canal do eletromiógrafo relativo ao músculo em questão impossibilitaram a presença de cinco tentativas adequadas para a análise deste parâmetro.

Tabela 9. Coeficientes de variação (%) da média de envoltórios lineares da atividade elétrica dos músculos selecionados durante o andar no plano, subir e descer escadas para S1, S2 e S3 (N=5).

Coeficientes de Variação (%)									
Músculo	S1			S2			S3		
	Plano	Subir	Descer	Plano	Subir	Descer	Plano	Subir	Descer
vastus lateralis	43,9	21,1	28,6	33,2	33,1	33,0	40,7	33,0	27,8
biceps femoris	53,1	35,9	31,7	56,7	38,7	37,2	54,7	50,0	35,4
gastrocnemius	50,1	39,1	45,9	-	36,8	46,0	-	52,8	34,2

Tabela 10. Coeficientes de variação (%) da média de envoltórios lineares da atividade elétrica dos músculos selecionados durante o andar no plano, subir e descer escadas para S4, S5 e S6 (N=5).

Coeficientes de Variação (%)									
Músculo	S4			S5			S6		
	Plano	Subir	Descer	Plano	Subir	Descer	Plano	Subir	Descer
vastus lateralis	62,9	33,1	33,1	43,1	36,7	34,2	43,1	-	43,0
biceps femoris	67,1	29,8	40,7	52,5	38,7	43,0	52,5	-	57,3
gastrocnemius	88,3	58,7	65,4	36,8	46,0	47,9	73,9	-	47,9

Observa-se uma tendência para maiores coeficientes de variabilidade para *m. biceps femoris* e *m. gastrocnemius* pela natureza bi-articular destes que torna-os mais flexíveis devido às suas funções em relação à duas diferentes articulações. O mesmo foi observado por Winter (1984) para o andar em menores cadências.

Na Figura 3 pode-se observar a atividade eletromiográfica do *m. vastus lateralis* durante o andar no plano, subindo e descendo escadas. No andar no plano, a atividade aumentada do *m. vastus lateralis* inicia-se na transição da fase de balanço para a de apoio, promovendo a estabilidade do joelho durante a acomodação do peso, enquanto na subida sua atividade é mais evidente durante todo o apoio simples, garantindo a extensão do joelho e sustentação do corpo nesta fase, quando todo o peso está sendo mantido pelo membro de apoio em flexão, ao mesmo tempo em que ocorre a

oscilação do membro de balanço. Shiavi (1985) considera curioso o fato deste músculo reduzir sua atividade durante a extensão do joelho, no entanto, este fato pode ser parcialmente justificado pela contribuição dos flexores plantares do tornozelo (*m. gastrocnemius*, *m. soleus*, *m. tibialis posterior*, *m. peroneus brevis*) na estabilização do joelho no apoio médio, como mostram Sutherland *et alii* (1980). Já na descida, o *m. vastus lateralis* aumenta seu nível de ativação antes do apoio, preparando o joelho para a absorção do choque mecânico no contato inicial com o solo, absorvendo a energia gerada no instante do impacto.

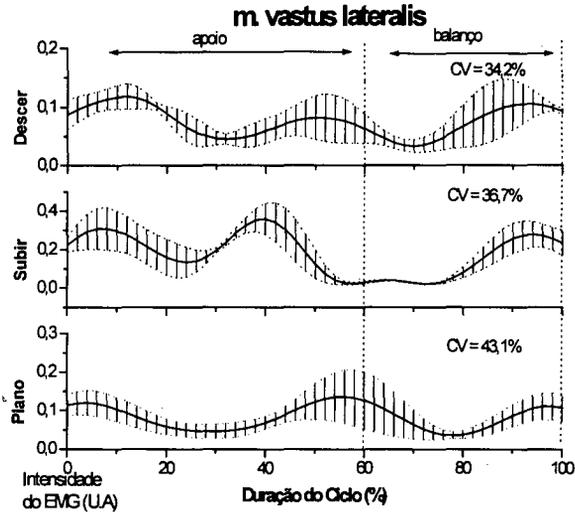


Figura 3. Médias e desvios-padrão de envoltório lineares da atividade de *m. vastus lateralis* para o andar no plano, subir e descer escadas, com respectivos coeficientes de variação. Para S5 (N=5).

A discussão dos coeficientes de variação comparativamente a outros estudos será feita com base em resultados representativos de um sujeito selecionado do grupo (S5).

O coeficiente de variação encontrado para *m. vastus lateralis* na condição do plano foi de 43,1%, enquanto um CV de 46% foi encontrado por Winter (1991) para o mesmo movimento e grupo muscular. Para o subir tem-se um CV de 36,7% que pode ser comparado aos 36,4% de Macfadyen e Winter (1988). Já na descida, este sujeito apresenta uma variabilidade de 34,2%, enquanto que 37,3% são apresentados por Macfadyen e Winter (1988). Aqui é clara a noção de que maiores necessidades de controle, representadas, no caso, pela magnitude das forças reação do solo e suas características temporais na locomoção subindo e descendo escadas, estão associadas a menores coeficientes de variação, reforçando o emprego deste parâmetro como indicador da menor flexibilidade da função coordenativa em situações críticas de controle motor. Ou seja, outras formas de locomoção requerem maiores níveis de atenção do sujeito devidas às suas baixas incidências no

cotidiano, comparativamente ao andar no plano e esta atenção aumentada deve reduzir a variabilidade para as situações do subir e descer escadas.

Na Figura 4, o *m. biceps femoris* fornece sustentação ao tronco durante o apoio nas fases em que o tronco está mais adiante do que a perna, como ao final do apoio durante a subida. O aumento gradativo de sua atividade na fase de apoio durante a subida provavelmente está relacionado à geração de extensão no quadril.

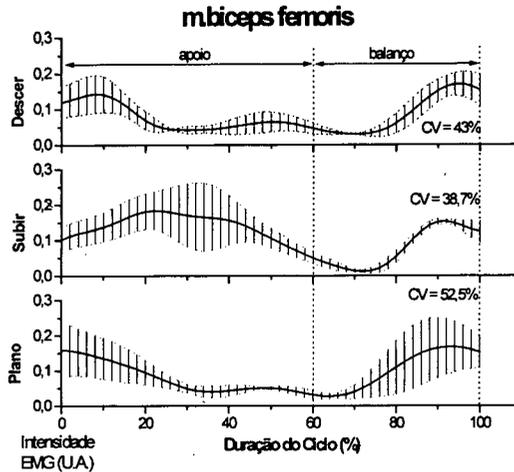


Figura 4. Médias e desvios-padrão de envoltórios lineares da atividade de *m. biceps femoris* para o andar no plano, subir e descer escadas, com respectivos coeficientes de variação. Para S5 (N=5).

Townsend *et alii* (1978) encontraram atividade deste músculo também durante o final da fase de apoio na subida. Quando esta atividade aumenta ao final da fase de balanço no plano e antecipadamente na descida, produz o controle da velocidade da extensão do segmento para o posicionamento no solo. O padrão bifásico de atividade, com um aumento na acomodação do peso e outro na transição da fase de balanço para a de apoio, típicos do andar no plano é mantido nas condições de subir e descer, sendo que o subir apresenta os maiores ganhos em intensidade.

Os coeficientes de variação para este músculo no andar no plano, subir e descer escadas foram de 52,5%, 38,7% e 43% respectivamente, sendo que Winter (1991) relata valores de 62% para o andar no plano e Macfadyen e Winter (1988) relatam, embora para o *m. semitendinosus*, valores de 34,5% para o subir e de 35,4% para o descer. Apesar destes autores terem determinado variabilidades intra-sujeitos a partir da análise de um grande número de tentativas comparadas com as cinco tentativas deste estudo, a tendência geral descrita por estes de maiores variabilidades para a

mecânica do contato inicial com o solo, restringindo, neste instante, a oscilação vertical no sentido descendente do centro de gravidade do corpo.

O coeficiente de variação encontrado para S5 na condição do plano foi de 36,8%, enquanto o CV relatado por Winter (1991) foi de 37%. Para o subir obteve-se um CV de 46%, sendo que Macfadyen e Winter (1988) apresentam um CV de 26,2%, todavia para o *m. soleus*. Na descida, a variabilidade obtido foi de 47,9%, enquanto os autores acima citados relatam 36,1%. Menores variabilidades referem-se a condições mais críticas para o sistema de controle motor, impondo respostas musculares menos flexíveis. Uma vez que a tendência para maiores valores de CV para o andar no plano comparado ao subir e descer escadas foi observada tanto para o *m. vastus lateralis* quanto para o *m. biceps femoris*, a maior consistência do *m. gastrocnemius* encontrada neste estudo para o andar no plano não pode ser justificada com base neste fundamento. Assim, este estudo adota a noção de variabilidade como uma característica favorável à adaptação do padrão a diferentes demandas da tarefa, ou seja, como um indicador do grau de liberdade dos padrões musculares na realização de um movimento. Conseqüentemente, menores valores de coeficientes de variabilidade são indicativos de maior rigidez nos mecanismos de controle em virtude da dificuldade coordenativa de uma dada tarefa.

Esta análise caracteriza adaptações nos padrões de atividade muscular conseqüentes da mudança nas condições ambientais do andar no plano para o andar subindo e descendo escadas. Sinais eletromiográficos processados através de retificação de onda completa e filtros do tipo passa-baixo, como os aqui apresentados, refletem o impulso neural à musculatura esquelética durante o curso de um movimento (Winter, 1991) e aproximam a análise das possíveis causas do movimento. Este procedimento fundamenta-se na noção de que o sistema nervoso precisa ser flexível o suficiente para acomodar adaptações no padrão locomotor, produzindo um conjunto de padrões de atividade muscular fásica com variabilidade intrínseca.

CONCLUSÕES

O estudo da magnitude das modificações na resposta locomotora em função de diferentes formas de andar, como no caso do andar subindo e descendo escadas empregado neste estudo, produz importantes informações sobre parâmetros biomecânicos variantes e invariantes da locomoção e, assim, contribui para a compreensão de suas características organizacionais.

As diversas situações da vida cotidiana, como os diferentes terrenos, as inclinações na superfície e os degraus de escadas, exigem constantes adaptações nas características do andar, desde seus parâmetros temporais, até os dinâmicos e de atividade muscular, que precisam ser facilmente reelaborados pelo sistema de controle motor, já que o cumprimento da função locomotora nas diferentes demandas ambientais é atingido independentemente de experiência prévia com a situação, garantindo a manutenção da postura ereta e da progressão do corpo.

Com respeito aos parâmetros variantes, pode-se relacionar as forças verticais de reação do solo. Já que estas fornecem um indicador da resposta do sistema motor às demandas relativas à aceleração total do corpo em resposta à ação da gravidade, é importante que esta resposta dinâmica seja equacionada às características ambientais da tarefa, caso contrário, o organismo não apresentaria uma resposta caracterizada como o andar normal.

Por outro lado, o sistema motor precisa partir ainda de critérios descritores do andar normal. Estes são parâmetros invariantes que precisam ser mantidos para a garantia da função locomotora e de seu sucesso. Os dois picos característicos da componente vertical da força de reação do solo mantiveram-se durante o subir e descer escadas, apesar da reorganização do padrão quanto à magnitude relativa e distribuição temporal, como destacados neste estudo. Por outro lado, o impulso vertical relativo permaneceu com valores semelhantes e, mais uma vez, esta característica pode representar um parâmetro invariante e critério fundamental para a função coordenativa do andar. Para os sujeitos testados, $Fz_{max 1}$ foi consistentemente maior para o descer escadas entre as três tarefas, por exemplo, S4 apresentou valores de $179,4 \pm 9,9\%$ para o descer, $111,8 \pm 7\%$ para o subir e $131,2 \pm 9,8\%$ para o plano, enquanto os valores para o impulso vertical relativo mantiveram-se nas três tarefas em torno dos 80%.

A redistribuição da atividade muscular para as três tarefas locomotoras estudadas sugere que as alterações nas estruturas temporais em função das diferentes demandas ambientais resultam em diferentes combinações de atividade muscular. Como exemplo, tem-se a antecipação do aumento do nível de atividade do *m. vastus lateralis* durante a descida para a metade da fase de balanço, comparada à sua atividade aumentada na transição do balanço para o apoio durante o andar no plano, enquanto na subida este músculo ativa-se principalmente a partir do início do apoio simples.

Assim, pode-se observar que a ordem de ativação muscular segue critérios funcionais e deve ser dependente da tarefa, no entanto, padrões gerais de sinergias flexoras e extensoras precisam ser mantidos de acordo com as funções de cada fase do andar. Neste sentido, os valores apresentados de coeficientes de variabilidade para a atividade eletromiográfica são indicativos do nível de flexibilidade na resposta da atividade muscular, fator fundamental para responder às alterações evidentes nos parâmetros temporais e dinâmicos estudados. Tarefas motoras que requeiram maiores demandas de controle geram menores coeficientes de variabilidade da atividade eletromiográfica, uma vez que há restrição dos graus de liberdade para a garantia do objetivo ambiental do movimento. Como exemplo, pode-se destacar os valores de CV do *m. vastus lateralis* para S5 no andar no plano (43,1%), subir (36,7) e descer escadas (34,2%).

Bernstein (1967) em seus clássicos estudos apontou há muitos anos que um movimento coordenado é atingido através de uma interação cooperativa dos fenômenos reativos e das forças musculares, no entanto, pouco se sabe ainda hoje a respeito das contribuições relativas destes elementos como informação dinâmica ao sistema de controle, bem como das tendências desenvolvimentistas da capacidade de modulação de forças internas a partir das forças externas. Neste estudo envolvendo crianças empregou-se simultaneamente procedimentos biomecânicos dinamométricos, como representativos das forças externas e eletromiográficos, representativos do nível de atividade muscular, a fim de se identificar parâmetros variantes e invariantes da locomoção, indicadores da função coordenativa e da natureza flexível das estratégias de controle motor, sem, porém, que se pudesse fazer afirmações acerca das causas dos padrões observados.

Idealmente, a identificação da função coordenativa deve ser feita a partir de variáveis da cinética que mais se aproximem das causas do movimento, abordando o problema em função de forças e momentos líquidos e de suas variáveis derivadas como trabalho e energia. Entretanto, este estudo adota o nível comportamental de análise e pretende ser uma contribuição ao estudo biomecânico do andar subindo e descendo escadas por identificar simultaneamente características dinâmicas e eletromiográficas deste padrão em crianças e, ainda, caracterizar a análise biomecânica

como um instrumental importante para a compreensão de mecanismos complexos responsáveis pela locomoção humana.

Este estudo pretende destacar a noção de que parâmetros dinâmicos globais do andar permanecem invariáveis apesar de diferentes demandas ambientais desencadearem adaptações em componentes biomecânicos individuais da resposta. A variabilidade evidente ao nível da atividade muscular representa a flexibilidade das estratégias coordenativas e a capacidade do sistema locomotor de gerar adaptações no padrão básico diante diferentes condições ambientais.

REFERÊNCIAS

- ADRIAN, M. and COOPER, J. (1989). *The Biomechanics of Human Movement*, Indianápolis: Benchmark Press. p. 294 e 295.
- AMADIO, A. C. e SERRÃO, J. C. (1992). "Estudo de Parâmetros Relacionados à Força Reação do Solo Durante a Locomoção com Idosos Normais". *Anais do 4º Congresso Nacional de Biomecânica*. Escola de Educação Física da USP. São Paulo. p. 224-229.
- ANDRIACCHI, T. P., ANDERSSON, B. J., FERMIER, R. W., STERN, D. and GALANTE, J. O. (1980). "A Study of Lower-Limb Mechanics During Stair-Climbing". *The Journal of Bone and Joint Surgery*. v. 62A, n. 5, p. 749-757.
- ANDRIACCHI, T. P., GALANTE, J. O. and FERMIER, R. W. (1982). "The Influence of Total Knee Replacement Design on Walking and Stair-climbing". *The Journal of Bone and Joint Surgery*. v. 64A, n. 9, p. 1328-1335.
- BASMAJIAN, D. V. and DELUCA, C. J. (1985). *Muscle Alive*. Baltimore: Williams & Williams.
- BAUMANN, W. (1968). "Über Ortsfeste und Telemetrische Verfahren zur Messung der Abstoßkraft des Fußes". In: *Biomechanics I*. Basel, Karger. p. 78-82.
- BAUMANN, W. (1989). *Grundlagen der Biomechanik: Studienbrief 14*, Köln, Trainerakademie.
- BERNSTEIN, N. (1967). *The Co-ordination and Regulation of Movements*. London: Pergamon Press.
- CAPPOZZO, A. (1991). "Mechanics of Human Walking". In: *Adaptability of Human Gait: Implications for the Control of Locomotion*, Ed.: A. E. Patla, North-Holland: Elsevier Science. p. 167-186.
- CHAO, E. Y. S. (1986). "Biomechanics of Human Gait". In: *Frontiers in Biomechanics*, Eds: G. W. Schmid-Schönbein, S. L. Y. Woo, Zweifach. New York: Springer. p. 225-242.
- CHAO, E. Y. S., LAUGHMAN, R. K., SCHNEIDER, E. and STAUFFER, R. N. (1983). "Normative Data of Knee Joint Motion and Ground Reaction Forces in Adult Level Walking". *Journal of Biomechanics*. v. 16, p. 219-233.

- COSTIGAN, P., WYSS, V. P., LI, J., COOKE, T. D. V. and OLNEY, S. J. (1993). "Forces and Moments at the Knee During Stairclimbing". *Book of Abstracts, 14th International Society of Biomechanics Congress*. International Society of Biomechanics, Paris. p. 288-289.
- DAINTY, D. A. and NORMAN, R. W. (1987). *Standardizing Biomechanical Testing in Sport*. Champaign: Human Kinetics.
- DELAGI, E. F., PEROTTO, A., IAZZETTI, J. and MORRISON, D. (1981). *Anatomic Guide for the Electromyographer*. Springfield.
- FITCH, M., TEMPLER, J. and CORCORAN, P. (1974). "The Dimensions of Stairs". *Scientific American*. v. 231, p. 82-90.
- GLITSCH, U., FARKAS, R. and PARIS, M. (1993). "Biomechanische Untersuchung der Auswirkung einer Kniebandage (Kasseler Patellarsehnenbandage) auf das Bewegungsverhalten von Patienten". *Forschungsbericht des Instituts für Biomechanik*. Köln, Deutsche Sporthochschule.
- HOLT, K. G., HAMIL, J. and ANDRES, R. O. (1991). "Predicting the Minimal Energy Cost of Human Walking". *Medicine and Science in Sports and Exercise*. v. 23, n. 4, p. 491-489.
- JOSEPH, J. and WATSON, R. (1967). "Telemetering Electromyography of Muscles Used in Walking Up and Down Stairs". *The Journal of Bone and Joint Surgery*. v. 49B, n. 4, p. 774-780.
- MACFADYEN, B. J. and WINTER, D. A. (1988). "An Integrated Biomechanical Analysis of Normal Stair Ascent and Descent". *Journal of Biomechanics*. v. 21, p. 733-744.
- MINETTI, A. E. and SAIBENE, F. (1992). "Mechanical Work Rate Minimization and Freely Chosen Stride Frequency of Human Walking: a Mathematical Model". *Journal of Experimental Biology*. v. 170, p. 19-34.
- MOFET, H., RICHARDS, C. L., MALOUIN, F. and BRAVO, G. (1993). "Load Carrying During Stair Ascent: a Demanding Functional Test". *Gait & Posture*. v. 1, p. 35-44.
- MORRISON, J. B. (1969). "Function of the Knee Joint in Various Activities". *Biomedical Engineering*. v. 4, p. 573-580.
- MURRAY, M. P., KORY, R. C., CLARKSON, B. H. and SEPIC, S. B. (1966). "Comparison of Free and Fast Speed of Walking Patterns of Normal Men". *American Journal of Physycal Medicine*. v.45, p.8-24.
- MUYBRIDGE, E. (1955). *The Human Figure in Motion*. New York: Dover.
- NASHNER, L. M. (1980). "Balance Adjustment of Humans Perturbed while Walking". *Journal of Neurophysiology*. v. 44, p. 650-664.

- ORIGIN™ User's Manual - MICROCAL™ Software, Inc. (1995).
- QUADE, K. and GLITSCH, U. (1991). "Prothesenfüße für die Leichtathletik aus Biomechanischer Sicht". *Orthopädie Technik*. v. 12, p. 880-882.
- ROY, S. H., DELUCA, C. J., SNYDER-MACKLER, L., EMLEY, M. S., CRENSHAW, R. L. and LYONS, J. P. (1990). "Fatigue, Recovery and Low Back Pain in Varsity Rowers". *Medicine and Science in Sports and Exercise*. v. 22, n. 4, p. 463-469.
- SHIAMI, R. (1985). "Electromyographic Patterns in Adult Locomotion: a Comprehensive Review". *Journal of Rehabilitation Research and Development*. v. 22, p. 85-98.
- SHIAMI, R. and GREEN, N. (1983). "Ensemble Averaging of Locomotor Electromyographic Patterns Using Interpolation". *Medical and Biological Engineering and Computing*. v. 21, p. 573-578.
- SHINNO, N. (1971). "Analysis of the Knee Function in Ascending and Descending Stairs". In: *Biomechanics II*. Basel, Karger, p. 202-207.
- SUTHERLAND, D., COOPER, L. and DANIEL, D. (1980). "The Role of the Ankle Plantar Flexors in Normal Walking". *The Journal of Bone and Joint Surgery*. v. 62A, p. 354-363.
- THELEN, E. (1986). "Treadmill-Elicited Stepping in Seven-month-old Infants". *Child Development*. v. 57, p. 1498-1506.
- TITTEL, K. (1976). *Beschreibende und Funktionelle Anatomie des Menschen*. Stuttgart: Gustav Fischer.
- TOWNSEND, M. A., LAINHART, S. P., SHIAMI, R. and CAYLOR, J. (1978). "Variability and Biomechanics of Synergy Patterns of Some Lower-Limb Muscles During Ascending and Descending Stairs and Level Walking". *Medical & Biological Engineering & Computing*. v. 16, p. 681-688.
- WARREN, W. H. (1984). "Perceiving Affordances: Visual Guidance of Stair Climbing". *Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance*. v.10, p.683-703.
- WINTER, D. A. (1980). "Overall Principle of Lower-Limb Support During Stance Phase of Gait". *Journal of Biomechanics*. v. 13, p. 923-927.
- WINTER, D. A. (1983). "Biomechanical Motor Patterns in Normal Walking". *Journal of Motor Behavior*. v. 15, p. 302-330.
- WINTER, D. A. (1984). "Kinematic and Kinetic Patterns in Human Gait: Variability and Compensating Effects". *Human Movement Science*. v. 3, p. 51-76.
- WINTER, D. A. (1991). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Waterloo: University of Waterloo Press.

**DYNAMIC PARAMETERS AND MUSCULAR ACTIVITY IN CHILDREN
DURING STAIR WALKING AND LEVEL WALKING**

P. H. Lobo da Costa¹, M. Duarte² and A. C. Amadio²

ABSTRACT -- In general, human movement is dependent on simultaneous control and multiple co-ordinations, and the motor system elaborates neuro-muscular strategies to reduce the degrees of freedom of multi-joint movements. Locomotion is a category of movement which is the ideal research object for coordinative strategy studies. Analysis of different gait patterns is a way to investigate the flexibility and adaptability characteristics of the movement regulatory system. The purpose of this study was to identify biomechanical patterns as indicators of the coordinative function. A complex movement analysis was performed by simultaneous utilization of dynamometry and electromyography. A comparative analysis between level walking and stair walking in children was developed. Variant biomechanical parameters, responsible for adaptations in walking patterns to the different functional demands of walking ascending and descending stairs are emphasized.

Keywords: Biomechanics, Human Locomotion, Stair Walking.

¹ Physical Education Department, Federal University of São Carlos,
Email: paulahlc@power.ufscar.br.

² Biodynamics Department, Biomechanics Laboratory of the School of Physical Education,
University of São Paulo.