

## Coordenação motora e Controle postural por meio de análise multivariada

Luis Mochizuki<sup>1</sup>  
Renata Garrido Cosme<sup>2</sup>  
Alberto Carlos Amadio<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Escola de Artes, Ciências e Humanidades USP*

<sup>2</sup>*Escola de Educação Física e Esporte USP*

**Resumo:** O objetivo deste trabalho é implementar a análise dos componentes independentes para estudo do movimento. Participaram oito mulheres que permaneceram em pé e elevaram os braços por meio de flexão dos ombros, e segurando uma massa (2 kg) em cada mão. Oito músculos foram monitorados com eletromiografia (EMG), e a extensão e flexão do ombro foi monitorada com um eletrogoniômetro, e suas séries temporais, nos ajustes posturais antecipatório (APA) e compensatório (APC), foram analisadas com análise dos componentes principais e dos componentes independentes. Realizamos regressão linear múltipla para 2 e 3 componentes independentes, 2D e 3D, respectivamente, do EMG. Para 2D e 3D, o resíduo foi maior no APC e alto. No APA, o resíduo foi maior no 3D e alto. No APC, o resíduo foi maior no 2D e alto. Observamos que uma mesma perturbação postural pode gerar diferentes respostas de controle pela variação dos componentes principais.

**Palavras-chave:** Biomecânica. EMG. Coordenação. Controle

### *Coordination and postural control using multivariate analysis*

**Abstract:** The aim of this paper is to run the independent component analysis for human movement studies. The subjects were 8 women, who should stand still and raise their arms, holding a 2kg mass weight with their hands. Eight muscles were monitored with electromyography (EMG), and shoulder flexion and extension were measured with an electrogoniometer, therefore, their temporal data, during anticipatory (APA) and compensatory (APC) postural adjustments, were analyzed using principal component and independent component analyses. We run multiple linear regression for 2 and 3 independent components, 2D and 3D, respectively, from EMG. For 2D and 3D, the regression residuals were higher during APC and high conditions. For APA, the residuals were higher during 3D and high condition. For APC, the residuals were higher during 2D and high condition. We observe that the same postural perturbation may lead to different control responses by the variation of principal components.

**Key-words:** Biomechanics. EMG. Coordination. Control

### Introdução

Um dos principais desafios no estudo do movimento humano é conhecer a linguagem e as variáveis que o sistema nervoso utiliza para planejar e controlar as ações motoras (GELFAND & LATASH, 1998). Um procedimento para definir as variáveis de controle é procurar pelas variáveis independentes ou invariantes em ações motoras (ADAMOVICH ET AL., 2001; CARSON & RIEK, 2001; LE PELLE & MATON, 2000; JARIC & LATASH, 1999; STAPLEY ET AL., 1999; FELDMAN ET AL., 1998; FELDMAN ET AL., 1995;). Isto implica em coleta de variáveis, o cálculo de parâmetros indicadores do movimento analisado (ZATSIORSKY & DUARTE, 2000; LATASH, 2000; SLIJPER ET AL., 2002; VERNAZZA-MARTIN ET AL., 1999; FELDMAN ET AL., 1998) para verificar a variabilidade associada às variáveis e parâmetros selecionados do movimento (WANG ET AL., 2006,

LATASH, 2000). Uma crítica é a limitação metodológica em se obter variáveis que descrevem o movimento humano pois as variáveis biomecânicas (cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas) representam uma descrição do movimento e em muitas situações um alto nível de correlação entre as variáveis pode tornar difícil a seleção das variáveis. Para aprofundar o conhecimento sobre o controle do movimento é necessário minimizar o efeito destas limitações metodológicas.

A busca dos aspectos independentes do movimento e a estruturação metodológica da complexa análise biomecânica do movimento são essenciais para o conhecimento sobre o movimento humano. Para investigar os padrões de movimento (em função da faixa etária ou por causa de alguma doença que afeta o controle de movimentos) deve escolher corretamente as variáveis biomecânicas para análise. Esta escolha pode ser consideravelmente melhor se for aplicado

algum método estatístico para diminuir o número de variáveis analisadas preservando a variabilidade do sistema. Tais métodos estatísticos podem ser encontrados na estatística multivariada, como a análise dos componentes principais (PCA).

Os propósitos do PCA extrapolam a questão metodológica. A identificação das variáveis independentes do movimento é potencialmente importante, pois auxilia a identificação das sinergias associadas ao movimento (WANG ET AL., 2005). É importante ressaltar o desenvolvimento de estudos sobre as sinergias associadas ao controle de movimentos (ADAMOVICH ET AL., 2001; JARIC & LATASH, 1999; LATASH, 2000; MERKLE ET AL., 1998; SALTIEL, 2001; VERNAZZA-MARTIN ET AL., 2000). Uma estratégia para definir os próprios comandos executados para um movimento é reconhecer como se integram os diferentes grupos musculares através das sinergias neuromusculares para o controle da ação motora.

O controle da ação motora depende do controle postural e do controle de movimentos, pois é a partir destes dois elementos que a ação motora emerge. A postura é a base na qual o movimento é organizado e executado (MASSION, 1998). Bouisset (1998) comenta que o movimento pode ser separado em preparação, realização do movimento e efetuação dos ajustes deste movimento. O envolvimento do controle postural é evidenciado na primeira e terceira fases.

Desta forma, como identificar as sinergias que controlam o movimento a partir de variáveis biomecânicas? O objetivo deste trabalho é implementar a análise dos componentes independentes para a análise biomecânica do movimento humano e estudar o efeito de restrições sensoriais no controle de uma tarefa motora simples. Em especial, buscamos com este experimento analisar o efeito de tais restrições sensoriais nos ajustes posturais antecipatório e compensatório, a partir da análise multivariada.

## Material e Métodos

### Equipamentos

Oito músculos foram monitorados e sua atividade foi captada em um sistema de eletromiografia (Noraxon, Inc.) por meio de eletrodos ativos de superfície, descartáveis, bipolares, com pré-amplificação (10x). O movimento de extensão e flexão do ombro foi monitorado por meio de um eletrogoniômetro biaxial (NorAngle II, Noraxon, Inc.). Estes dois instrumentos estão conectados a um mesmo sistema de aquisição de dados e conversor AD de 12 bit. O software MyoResearch (Noraxon, Inc.) foi usado para controlar o

funcionamento dos instrumentos, assim como monitorar a coleta de dados.

Os músculos selecionados do lado direito de cada participante foram: Tibial anterior; Fibular, Gastrocnêmio lateral, Bíceps femoral, Vasto medial oblíquo, Reto femoral, Deltóide anterior e Deltóide posterior. Os eletrodos foram posicionados na região média entre o tendão distal e o ponto motor de cada músculo.

### Amostra experimental

Participaram deste estudo oito mulheres adultas ( $22 \pm 3$  anos de idade,  $159 \pm 5$  cm estatura) que não apresentaram no período de coletas nenhum problema neurológico, ósteomioarticular que comprometesse a realização da tarefa motora deste experimento. Antes da coleta os voluntários foram informados acerca dos procedimentos a serem adotados, após o qual assinarão o Termo de Consentimento, seguindo as normas aprovadas pelo Comitê de ética local.

### Variáveis selecionadas, Processamento e tratamento dos sinais

Foi monitorada a atividade mioelétrica (EMG) de 8 músculos do lado direito do corpo e movimento de extensão e flexão do ombro direito dos participantes do experimento durante a execução da tarefa motora analisada. Os sinais brutos foram amostrados em 1 kHz e filtrados com passa-baixa Butterworth de 2ª ordem de 400 Hz. Em seguida, o EMG e os sinais do eletrogoniômetro foram separados para receberem diferentes tipos de processamento. O EMG teve a média removida para ser retificado e calculado o seu sinal integrado em janelas móveis de 21 ms. O sinal do eletrogoniômetro foi filtrado com passa-baixa Butterworth de 2ª ordem de 20 Hz.

Foram analisadas as séries temporais de cada EMG nos períodos dos ajustes posturais antecipatório (APA) e compensatório (APC) em cada repetição da tarefa. O início do movimento  $t_0 = 0$ s, identificado pela variação angular mensurada no eletrogoniômetro, serviu para a definição dos limites temporais das séries temporais, consideramos como término do movimento  $t_F$  quando o membro superior ficou posicionado paralelamente ao chão. Os limites temporais dos períodos analisados são: APA [ $t_{0-0,200}$ ;  $t_{0+0,050}$ ]s e APC [ $t_{0+0,050}$ ;  $t_{0+0,300}$ ]s.

### Análise de variáveis

Para a análise de cada variável e parâmetro utilizamos diferentes ferramentas matemáticas e estatísticas. Para a comparação dos parâmetros do EMG usamos a análise de variância (ANOVA) com os fatores: a) ajuste postural (2 níveis: APA e APC); b) visão (2 níveis: com e sem visão); e c) altura (2 níveis: chão e alto).

Para a análise das séries temporais utilizamos a análise dos componentes principais (PCA) e análise dos componentes independentes (ICA) (MAKEIG ET AL, 2000) para a extração de componentes do sinal independentes. Todo o processamento dos sinais brutos, determinação dos parâmetros e aplicação dos métodos de análise de séries temporais foram feitos por meio de rotinas elaborados no MatLab 6.5.

Etapas da análise de dados

1. Filtrar, retificar e integrar os sinais brutos de  $EMG_k$  ( $k=\{1, 2, \dots, 8\}$  músculos). Em seguida, para cada repetição do movimento separar os intervalos do  $APA_j^n$ , ( $j = \{1, 2, \dots, 8\}$  participantes da amostra e  $n$  repetições do movimento) e do  $APC_j^n$ .
2. Redução dimensional por meio do PCA e cálculo das variáveis independentes por meio do ICA. Para  $APA_j^n$  e  $APC_j^n$ , calcular os autovalores e autovetores dos respectivos  $EMG_k$  por meio do PCA. Os dois primeiros

componentes principais PC1 e PC2 foram responsáveis por pelo menos 90% da variância total. Em seguida, as variáveis independentes  $EMG-IC_j^n$  calcular a partir destes 2 componentes principais por meio do ICA. Foram obtidos dois tipos de  $EMG-IC_j^n$ : com 2 dimensões (2D) e 2 dimensões (3D), identificados como  $EMG-2IC_j^n$  e  $EMG-3IC_j^n$  respectivamente.

3. Regressão linear múltipla para associar a matriz  $EMG-IC_j^n$  e a posição angular do vetor  $GONIO_j^n$  para calcular a matriz de coeficientes da regressão linear  $bEMG-IC_j^n$ .
4. Para comparar os resultados entre as condições experimentais visão e altura, e entre os ajustes posturais, calcular o RMS do resíduo da regressão, que foram comparados por meio de ANOVA de 3 fatores (ajuste postural: APA e APC; altura: chão e alto; e visão: olhos abertos e olhos fechados). Para identificar as diferenças entre fatores foi utilizado o teste pos-hoc Tukey HSD.

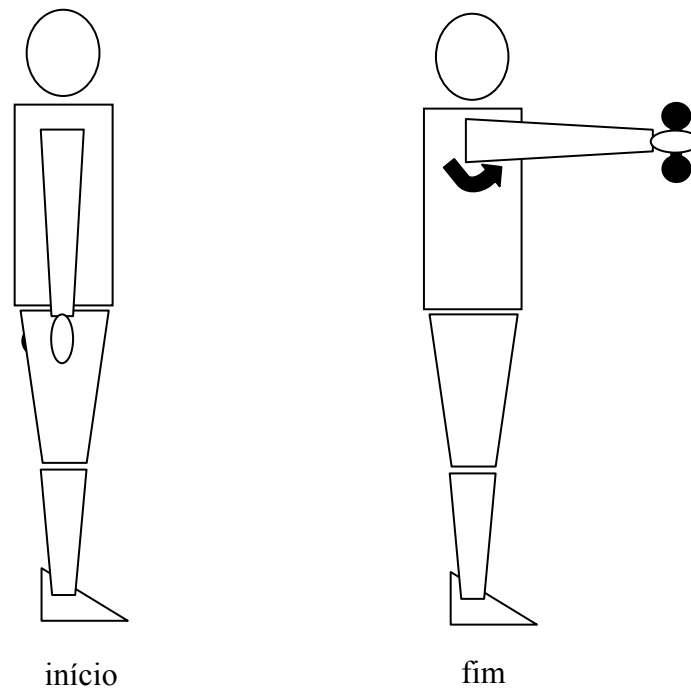


Figura 1. Representação do movimento focal realizado na tarefa motora analisada.

*Protocolo experimental*

Estudamos o comportamento de variáveis biomecânicas durante a execução de uma tarefa motora simples: permanecer em pé e elevar os dois braços por meio de flexão dos ombros, mantendo a articulação do cotovelo em extensão e segurando uma massa de 2 kg em cada uma das mãos (figura 1). Os braços partiam de uma posição paralela ao tronco, posição de repouso, e terminavam o movimento quando eles estivessem

paralelos ao chão, posição final. Foi indicado aos participantes que mantivessem o olhar para frente e que o fixassem em alvo colocado na parede na frente deles a uma distância de 2,5 m aproximadamente. Após o aviso que a coleta havia sido iniciada, o participante executou a tarefa motora até ser repetida 10 vezes. Foi informado que o movimento deveria ser realizado o mais rápido possível, para em seguida manter a posição final por 2 s. Após a execução da tarefa foi retornada a posição de repouso e mantida por 3 s

para repetir a tarefa. O início do movimento foi determinado pelo próprio participante e a tarefa não se caracterizou como uma tarefa de tempo de reação.

Esta tarefa motora foi feita em diferentes condições experimentais que foram combinadas entre si (2 x 2). A tarefa foi realizada no nível do chão do laboratório e sobre uma plataforma quadrada de 50 cm de lado elevada a 1,0 m do chão do laboratório. A tarefa foi executada com os olhos abertos ou com os olhos fechados; quando com os olhos fechados, estes assim permaneceram em toda a execução da condição, mesmo na posição de repouso.

Entre cada uma das 4 combinações das condições experimentais foi adotado um intervalo de descanso para evitar possíveis problemas causados pela fadiga. A ordem das condições experimentais foi apresentada de forma aleatória e somente foi informada ao participante no instante prévio ao seu início.

## Resultados

Os resultados da análise do modelo de regressão linear múltipla estão apresentados na Figura 2. Nas tabelas 1 e 2, são apresentados os resíduos da aplicação do modelo de regressão linear múltipla. Para estudar o efeito do ajuste postural, altura e visão no resíduo, a ANOVA de 3 fatores foi aplicada. Para o modelo 2D, observamos o efeito do ajuste postural ( $F_{(1, 666)}=350$ ,  $p<0,0001$ ) e da altura ( $F_{(1, 666)}=4,1$ ,  $p=0,04$ ). O teste pos-hoc indicou que o resíduo foi maior no APC ( $p<0,0001$ ) e no alto ( $p=0,04$ ). Para o modelo 3D, observamos novamente o efeito do ajuste postural ( $F_{(1, 666)}=388$ ,  $p<0,0001$ ) e da altura ( $F_{(1, 666)}=4,1$ ,  $p=0,02$ ). O teste pos-hoc indicou resíduo maior no APC ( $p<0,0001$ ) e no alto ( $p=0,03$ ). Comparamos os resíduos do modelo 2D e 3D por meio de teste T para medidas independentes. Nesta situação, o modelo 2D apresentou maior resíduo ( $p<0,0001$ ).

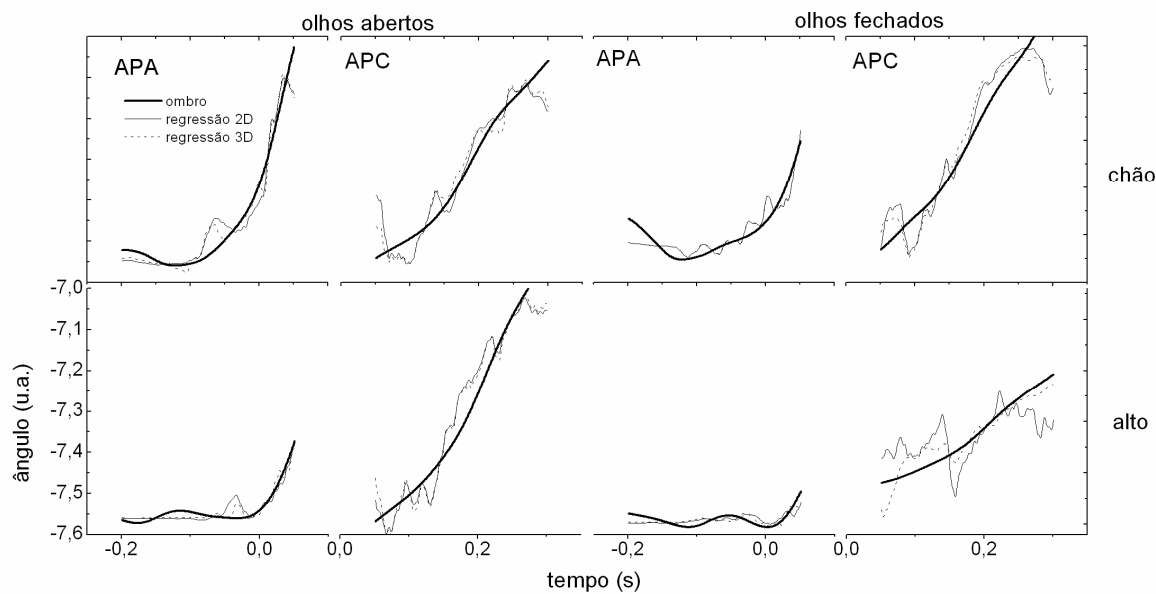


Figura 2. Exemplo de curva de posição angular mensurada (linha contínua grossa) e curvas determinadas por meio de modelo de regressão linear múltipla a partir de dois componentes independentes (modelo 2D) ou de três componentes independentes (modelo 3D) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) nas quatro condições experimentais estudadas (chão e olhos abertos; chão e olhos fechados; alto e olhos abertos; e alto e olhos fechados) de uma repetição de um dos sujeitos analisados.

Para uma comparação dos modelos, realizamos ANOVA de 3 fatores (número de dimensões do modelo: 2D e 3D; altura: chão e alto; e visão: olhos abertos e fechados) para cada ajuste postural. Desta forma, para o APA, observamos o efeito do número de dimensões ( $F_{(1, 666)}=5,9$ ,  $p=0,01$ ) e altura ( $F_{(1, 666)}=32,3$ ,  $p<0,0001$ ). O teste pos-hoc indicou resíduo maior no modelo 3D ( $p=0,01$ ) e no alto ( $p<0,0001$ ). Enquanto que para o APC, observamos o efeito do número de dimensões

( $F_{(1, 666)}=24,3$ ,  $p<0,0001$ ) e da altura ( $F_{(1, 666)}=5,9$ ,  $p=0,01$ ). O teste pos-hoc indicou resíduo maior no modelo 2D ( $p<0,0001$ ) e no alto ( $p=0,01$ ). Ainda para o APC, uma interação entre os fatores altura e visão ( $F_{(1, 666)}=9,9$ ,  $p=0,001$ ) se destacou: a condição controle (olhos abertos realizada no chão) apresentou o menor resíduo ( $p<0,05$ ).

Tabela 1. Valores médios do resíduo para o ajuste do modelo de regressão linear múltiplo dos valores de EMG-IC com duas dimensões (2D) e três dimensões (3D) nos ajustes posturais antecipatório (APA) e compensatório (APC) nas condições de altura (chão e alto) e visão (abertos e fechados).

|           | Resíduo ( $10^{-3}$ ) |         |        |         |         |         |         |         |
|-----------|-----------------------|---------|--------|---------|---------|---------|---------|---------|
|           | APA                   |         |        |         | APC     |         |         |         |
|           | chão                  |         | alto   |         | chão    |         | alto    |         |
|           | aberto                | fechado | aberto | fechado | aberto  | fechado | aberto  | fechado |
| <b>2D</b> | 12±11                 | 16±14   | 21±15  | 19±17   | 157±140 | 231±217 | 241±191 | 220±199 |
| <b>3D</b> | 10±10                 | 13±11   | 19±14  | 17±15   | 117±113 | 160±142 | 173±125 | 153±121 |

## Discussão

Nas análises realizadas, observamos importantes informações podem ser obtidas por meio do PCA e do ICA. Em ambos os métodos de análise de componentes, o objetivo final é obter variáveis independentes. Por um lado, PCA permite a redução dimensional do conjunto inicial de variáveis a partir da seleção de um nível de participação na variância total do conjunto. Entretanto, como os componentes principais PC são linearmente independentes não existe garantia que os PC ainda assim não apresentem nenhuma forma de dependência não linear. Por outro lado, ICA oferece componentes IC estatisticamente independentes; contudo, não oferece a redução dimensional, pois cada IC contribui igualmente para a variância total do sistema.

Para o estudo do controle de movimentos, o caminho para o entendimento da relação programa motor e realização de movimentos passa pela identificação das variáveis independentes que são controladas pelo sistema nervoso central. Provavelmente, são tais variáveis que codificam as informações encaminhadas através da medula espinhal para os atuadores do movimento, os músculos. Esta busca é complexa porque desconhecemos a linguagem e as variáveis que o sistema nervoso utiliza (GELFAND & LATASH, 1998). Ao considerar a quantidade de músculos associados ao movimento de uma articulação do corpo humano, os diferentes níveis de regulação neuromuscular que podem atuar no seu funcionamento, assim como os diferentes níveis de funcionamento de um único músculo (diferentes tipos de unidades motoras, diferentes partes do músculo), Nicolai Bernstein, no começo do século XX (LATASH, 1996; BERNSTEIN, 2001). propôs o problema dos graus de liberdade. Desta forma, duas das principais idéias para o entendimento do controle de movimentos são a busca das variáveis independentes e a redução dos graus de liberdade do sistema (LATASH ET AL., 2000 LATASH ET AL., 2002; GOTTLIEB ET AL., 1996). As estratégias adotadas para obter informações sobre tais proposições são variadas. Por exemplo, nomeiam-se variáveis independentes aquelas que ao

longo do movimento permanecem estáveis ou constantes, com nenhuma ou mínima variação (LEPERS ET AL., 1999). Ou então, analisa-se a relação entre as variáveis absolutas e relativas mensuradas no movimento. Neste caso, o pressuposto é que as variáveis relativas mantêm a estrutura geral do movimento e podem ser consideradas as independentes. A redução dos graus de liberdade pode ser abordada por meio do estudo das sinergias neuromusculares (KRISHNAMOORTHY ET AL, 2001). Assim, é assumido que um conjunto de músculos durante o movimento estudado age em parcimônia e unidos por regras bem definidas pelo sistema nervoso central (SCHOLZ & SCHÖNER, 1999).

Separadamente, tanto o PCA quanto ICA abordam essas duas idéias. Alguns trabalhos (KRISHNAMOORTHY ET AL, 2003; LATASH ET AL., 2001) foram realizados na busca da combinação da redução dos graus de liberdade e da busca das variáveis independentes. Uma abordagem para identificar as atividades realizadas pelo sistema nervoso central é a baseada na análise do eletroencefalograma (EEG) mensurado durante a execução de tarefa. Associar tais sinais com os sinais de atividade muscular provenientes do EMG pode oferecer importantes informações acerca da dinâmica do controle motor. McKeown & Radtke (2001) estudaram o acoplamento fásico e tônico entre EEG e EMG. Para isso, foi utilizada ICA, que permitiu apresentar um nível de coerência entre a atividade de EMG independentes e a distribuição topológica do EEG no escalpo para músculos associados ao movimento do braço. Os autores sugerem que o EMG pode ser compreendido como resultado da ação dos geradores de padrão central (CPG).

A reconstrução da trajetória do deslocamento do ombro por meio das variáveis independentes foi realizada em duas situações diferentes, em função do número de variáveis independentes utilizado, ou seja, em função da dimensão de EMG-IC. Procederemos com análise dos resultados quando a dimensão foi a menor. Os resultados indicam que para o modelo 2D, o resíduo foi maior no APC e no alto. O argumento para a divisão em APA e APC é a necessidade

analisar a atividade de dois mecanismos diferentes de controle. O APA resulta essencialmente da atividade voluntária (ARUIN, 1998) mediado centralmente (MASSION, 1992) e conservador (ARUIN ET AL., 1998). Por outro lado, o APC é composto principalmente por atividade reflexa (PALTSEV & ELNER, 1967), cuja meta é estabilizar e corrigir as perturbações que surgem após o início do movimento. Conseqüentemente, ao estudar a relação APA e APC, estudamos como que dois sistemas de controle estão atuando no movimento estudado. Nesta condição experimental, destaca-se que a escolha de variáveis independentes associadas ao controle central do movimento privilegia o comportamento do APA, por sua natureza central. Esta idéia é fortalecida pelo resíduo maior no APC. Assim, a reconstrução da trajetória do movimento focal foi melhor no APA, como esperado.

Estudos sobre o controle da postura ereta alertam para o fato que variáveis não mecânicas podem exercer um efeito considerável controle do equilíbrio. Destaca-se entre essas variáveis o medo de cair. No dia-a-dia este comportamento é facilmente observável pela recusa em ficar em lugares elevados com pequena base de apoio, pelo desequilíbrio ao tentar ficar em lugares altos, mesmo na ausência de perturbações externas. Este tipo de comportamento se torna mais evidenciado quando a pessoa apresenta problemas nos órgãos sensoriais associados ao controle do equilíbrio (GILLESPIE ET AL., 2002) Adkin et al. (2000) mostraram que a amplitude de deslocamento do COP diminuiu e a freqüência de deslocamento do COP aumentou à medida que os sujeitos permaneciam em plataformas cada vez mais elevadas. Este resultado sugere que o controle postural é escalonado com a altura que a base de apoio está do chão. Quando observado o APA, Adkin et al. (2002) notaram que a intensidade do APA reduzia com a altura e com a redução da distância da borda da base de apoio e a borda da base de suporte. Os autores sugerem que nesta condição de maior medo de cair, o sistema nervoso central reduz a magnitude e taxa dos APA e dos subseqüentes movimentos voluntários, numa tentativa de minimizar as perturbações posturais e reduzir a chance de uma queda. Tal conclusão é apoiada na redução do EMG na situação de maior efeito no medo de cair. Esta menor atividade central retratada em Adkin et al. (2002) é notada quando contabilizamos que o resíduo é maior quando o movimento foi realizado no alto. Mesmo quando aumentamos a dimensão de *EMG-IC* para três, o resíduo é maior no APC e no alto.

O aumento da redundância não afetou o comportamento do resíduo quando comparamos APA e APC ou a tarefa

realizada no alto ou no chão. Contudo, quando separamos os resultados em função dos ajustes posturais notamos diferenças importantes. Como o aumento de graus de liberdade aumenta-se o tamanho do sistema e o número de variáveis independentes que devem ser monitoradas pelo sistema nervoso central, uma queda no rendimento poderia ser esperada. Para o APA, o resíduo foi maior no modelo 3D. Ou seja, o aumento da dimensão de *EMG-IC* reduziu a capacidade do modelo linear em reconstruir o movimento focal. Por outro lado, o aumento de variáveis independentes pode representar a participação de variáveis associadas às correções periféricas, de menor intensidade e importância na execução geral do movimento. Do ponto de vista do PCA, os componentes principais que são adicionados ao sistema apresentam uma participação cada vez menor na variância total do sistema, ou seja, seu efeito no comportamento geral é cada vez menor. Isto é o que ocorre quando aumentamos em uma dimensão *EMG-IC*. De qualquer forma, tal acréscimo, se por um lado afeta negativamente o modelo no APA; por outro lado, afeta positivamente o APC, pois se nota que com o sistema 3D, o resíduo no APC é menor. Outro fato associado ao APC é que modelo é mais eficiente quando não existe restrição de informação sensorial, pois na condição controle (olhos abertos realizada no chão) o resíduo foi menor.

Observamos que um mesmo tipo de perturbação postural pode gerar diferentes respostas de controle por causa da variação no peso da cada componente principal na variância total em função das condições experimentais e das diferenças encontradas na análise dos resíduos da modelagem da variável de desempenho. Estas variações sugerem que a complexidade no controle da ação motora estudada varia.

## Referências

- Adamovich, S.V. Archambault, P.S., Ghafouri, M., Levin, M.F., Poizner, H., Feldman, A.G. Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. **Experimental Brain Research**. 2001 Jun;138(3):288-303.
- Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G., Peysar, G.W. Fear of falling modifies anticipatory postural control. **Experimental Brain Research**, 143, 2002: 160-170.
- Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G., Peysar, G.W. Postural control is based to level of postural threat. **Gait & Posture**, 12, 2000: 87-93.
- Aruin, A.S. Anticipatory postural adjustments in health and disease. **Revista Brasileira Fisioterapia**, v.3, p.8., 1998. Suplemento.
- Aruin, A.S.; Forrest, W.R.; Latash, M.L. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Motriz, Rio Claro, v.12, n.1, p.65-72, jan./abr. 2006*

**Electroencephalography Clinical Neurophysiology**, v.109, p.350-9, 1998.

Bouisset, S. Voluntary movement as perturbation to balance: posturo-kinetic capacity in the able-bodied and the disable. **Revista Brasileira Fisioterapia**, 3 supp, 1998: 24.

Carson, R.G., Riek, S. Changes in muscle recruitment patterns during skill acquisition. **Experimental Brain Research**. 2001,138(1):71-87.

Feldman, A.G., Adamovich, S.V., Levin, M.F. The relationship between control, kinematic and electromyographic variables in fast single-joint movements in humans. **Experimental Brain Research**, 1995;103(3):440-50.

Feldman, A.G., Ostry, D.J., Levin, M.F., Gribble, P.L., Mitnitski, A.B. Recent tests of the equilibrium-point hypothesis (lambda model). **Motor Control**. 1998 ;2(3):189-205.

Gelfand, I.M., Latash, M.L. On the problem of adequate language in motor control. **Motor Control**. 1998 Oct;2(4):306-13.

Gillespie, L.D., Gillespie, W.J., Robertson, M.C., Lamb, S.E., Cumming, R.G., Rowe, B.H. Interventions for preventing falls in elderly people. **Cochrane Database of Systematic Reviews**. 2000;(2):CD000340.

Gottlieb, G.L., Song, Q., Hong, D.A., Almeida, G.L., Corcos, D. Coordinating movement at two joints: a principle of linear covariance. **Journal Neurophysiology** 1996 Apr;75(4):1760-4.

Jaric, S., Latash, M.L. Learning a pointing task with a kinematically redundant limb: Emerging synergies and patterns of final position variability **Human Movement Science** 18: (6) 819-838, 1999

Krishnamoorthy, V., Latash, M.L., Scholz, J.P., Zatsiorsky, V.M. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. **Experimental Brain Research**, 152, 2003: 281-292.

Latash, M.L. Bernstein Problem: how does the central nervous system make its choices? In: Latash, M.L & Turvey, M.T. Eds. **Dexterity and its Development**. Mahwah, Lawrence Erlbaum, 1996, P.277-304.

Latash, M.L., Scholz, J.F., Danion, F., Schöner, G. Structure of motor variability in marginally redundant multifinger force production tasks. **Experimental Brain Research** 141, 2001:153-165.

Latash, M.L. There Is No Motor Redundancy In Human Movements. There Is Motor Abundance. **Motor Control**. 2000 Jul;4(3):259-60.

Le Pellec, A., Maton, B. Anticipatory postural adjustments depend on final equilibrium and task complexity in vertical high jump movements **Journal of Electromyography and Kinesiology** 10: (3) 171-178 JUN 2000

Lepers, R., Breniere, Y., Maton, B. Changes to the gait initiation programme following a running exercise in human subjects. **Neuroscience Letters**. 1999 Jan 22;260(1):69-73.

Makeig, S. et al. "Ica Toolbox For Psychophysiological Research". Www Site, computational neurobiology laboratory, the salk institute for biological studies, <http://www.cnl.salk.edu/~scott/ica.html> [Www], Dec. 13, 2000

Massion, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, v.38, p.35-56, 1992.

McKeown, M.J., Radtke, R. Phasic and tonic coupling between EEG and EMG demonstrated with independent component analysis. **Journal of Clinical Neurophysiology**, 18(1), 2001: 45-57.

Merkle, L.A.; Layne, C.S.; Bloomberg, J.J.; Zhang, J.J. Using factor analysis to identify neuromuscular synergies during treadmill walking. **Journal of Neuroscience Methods**, 82 (2): 207-214, 1998.

Palsev, Y.I., Elnor, A.M. Preparatory and compensatory period during voluntary movement in patients with the involvement of the brain of different localization. **Biofizika** 12(1), 1967: 142-147.

Saltiel, P., Wyler-Duda, K., D'Avella, A., Tresch, M.C., Bizzi, E. Muscle synergies encoded within the spinal cord: evidence from focal intraspinal NMDA iontophoresis in the frog. **Journal of Neurophysiology**. 2001 Feb;85(2):605-19.

Scholz, J.P., Schöner, G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. **Experimental Brain Research**. 126, 1999: 289-306.

Slijper, H., Latash, M.L., Mordkoff, J.T. Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. **Brain Research**. 2002 Jan 11;924(2):184-97.

Stapley, P.; Pozzo, T.; Grishin, A. The role of anticipatory postural adjustments during whole body forward reaching movements. **Neuroreport**, v.9, p.395-401, 1998.

Vernazza-Martin, S., Martin, N., Massion, J. Kinematic synergies and equilibrium control during trunk movement

under loaded and unloaded conditions **Experimental Brain Research**. 128: (4) 517-526, 1999

Wang, Y., Zatsiorsky, V.M., Latash, M.L. Muscle synergies involved in preparation to a tep made under the self-paced and reaction time instructions. **Clinical Neurophysiology**. 2006 Jan;117(1):41-56.

Wang, Y., Zatsiorsky, V.M., Latash, M.L. Muscle synergies involved in shifting the center of pressure while making a first step. **Experimental Brain Research**. 2005 Nov;167(2):196-210.

Zatsiorsky, V.M., Duarte, M. Rambling and trembling in quiet standing. **Motor Control**, 2, 185-200, 2000.

Apoio Fapesp 01/10712-0

Endereço:

Escola de Artes, Ciências e Humanidades USP  
Avenida Arlindo Bétio, 1000 – Ermelino Matarazzo  
São Paulo SP  
03828-000  
Tel/fax: 55 11 30911028 / 30913184  
E-mail: [mochi@usp.br](mailto:mochi@usp.br)

*Manuscrito recebido em 15 de março de 2006.*

*Manuscrito aceito em 10 de abril de 2006.*