

A aplicação da análise dos componentes principais para o estudo do controle postural

CDD. 20.ed. 796.023

Luis MOCHIZUKI*
Alberto Carlos AMADIO**

* Escola de Artes,
Ciências e
Humanidades,
Universidade de São
Paulo.

** Escola de Educação
Física e Esporte,
Universidade de São
Paulo.

Resumo

O objetivo do estudo é aplicar a análise dos componentes principais (ACP) no estudo do ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC). Utilizamos uma plataforma de força para determinar o COP e momento de força no apoio e um eletromiógrafo para obter a atividade eletromiográfica (EMG) do mm. tibial anterior esquerdo e direito e mm. gastrocnêmico lateral esquerdo e direito. Participaram 43 crianças saudáveis divididas em grupos (Não-Ginasta, Ginasta Intermediário e Ginasta Avançado) que executaram a elevação da coxa esquerda o mais rápido possível e ficaram paradas durante 2 s com os olhos abertos ou fechados. Analisamos as variáveis atividade eletromiográfica, centro de pressão, momentos de força e força de reação do solo durante os ajustes posturais antecipatório e compensatório. Usamos ACP para estudar as variáveis. Com os olhos abertos, as variâncias dos componentes principais do Momento de força e EMG apresentaram diferença entre grupos e ajustes posturais. Com os olhos fechados, as variâncias de COP, momento de força e EMG apresentaram diferenças entre grupos e ajustes posturais. Cada variável apresentou redução do número de dimensões do sistema e as variabilidades nos componentes do COP, EMG e momento de força são explicadas pelo primeiro componente principal CP1; para os grupos, o percentual da variabilidade de CP1 cresce com o aumento da experiência em ginástica artística.

UNITERMOS: Controle postural; Componentes principais; Biomecânica; Ajuste postural; Ginástica artística

Introdução

A emergência e controle da ação motora dependem do controle postural e do controle de movimentos. A postura é a base na qual o movimento é organizado e executado (MASSION, 1998), e o papel do controle postural é evidenciado na preparação e ajustes do movimento para atingir a meta (BOUISSET, 1998). Assim, para estudar o controle postural e de movimentos é preciso elaborar tarefas que evidenciem a necessidade simultânea de ambos, como na execução dos ajustes posturais (ARUIN, OTA & LATASH, 2001; COMMISSARIS & TOUSSAINT, 1997; MASSION, 1992; SHIRATORI & LATASH, 2001; SLIPJER & LATASH, 2000).

Frente a uma perturbação, a estabilização postural pode ocorrer antes, pelo ajuste postural antecipatório (APA) (MASSION, 1998; RAMOS & STARK, 1990), e depois do início da perturbação, por meio do ajuste

postural compensatório (APC) (LATASH, 1997; NOUILLLOT, BOUISSET & DO, 1992). A integração, o comportamento destes ajustes em crianças e relação entre ajustes ainda é pouco conhecida.

O APA é desencadeado de forma voluntária e é uma resposta pré-programada (LATASH, 1997), e aprendida (MOCHIZUKI, 2002). A primeira evidência do APA foi apresentada por BELEEN'KII, GURFINKEL e PAL'TSEV (1967), e sua existência foi associada a necessidade de manter o equilíbrio com o mínimo gasto de energia. Destacamos a importância do APA para ajudar a realização do movimento e minimizar o efeito das possíveis perturbações futuras para manutenção do sucesso do objetivo da tarefa (MASSION, 1998; ROTHWELL, 1994). Por outro lado, o APC é uma resposta reflexa (HORAK, NASHNER & DIENER, 1989), que surge

caso a atividade do APA não foi suficiente para garantir a estabilidade postural no período pós-perturbação. Portanto, APA e APC compõem duas fases distintas da resposta postural a uma perturbação. Pouco é conhecido sobre a relação destes ajustes posturais na infância e tão pouco se sabe se tais ajustes sofrem efeito da experiência motora.

A disponibilidade de vários elementos para os ajustes posturais reflete como o sistema nervoso lida com a abundância dos graus de liberdade. A busca dos aspectos independentes do movimento é essencial para o conhecimento sobre o movimento humano. A partir da análise biomecânica, variáveis causais e descritivas do movimento podem ser mensuradas. Contudo, quando diferentes variáveis são medidas do mesmo fenômeno, os processos de correlação linear e não linear interferem na análise (McKEOWN, 2000; SADEGHI, PRINCE, SADEGHI & LABELLE, 2000; SANGER, 2000). Para reduzir tal efeito é preciso remover os efeitos de correlação entre variáveis para torná-las independentes. Um procedimento (JOHASSON, BREGENHEIM, DJUPSJÖBACKA & SJÖLANDER, 1995; LUGGER, FLOTZINGER, SCHLOGL, PREGENZER & PFURTSCHELLER, 1998; SALTIEL, WYLER-DUDA, D'AVELLA, TRESCH & BIZZI, 2001; SANGER, 2000) é a análise dos componentes principais (ACP). Tal método diminui o número de variáveis analisadas (COOLEY & LOHNES, 1985; ENGLEHART, HUDGINS, PARKER & STEVENSON, 1999), preservando a variabilidade do sistema, e destaca a informação útil de um conjunto de dados. Para isso, é necessário criar modelos que integrem as informações de diferentes origens para responder o problema proposto. Uma alternativa para tal procedimento é a análise dos componentes principais (ACP), que serve para reduzir e otimizar a quantidade de variáveis.

A aplicação da ACP no movimento humano é ampla. SADEGHI et al. (2000) utilizam ACP para detectar a estrutura funcional dos extensores e flexores do quadril na marcha e para determinar a

assimetria muscular bilateral. Cerca de 70% da in-formação estava contida nos quatro primeiros CP e a eles foram associados fatores (controle do equilíbrio dinâmico, propulsão, preparação do membro e coordenação entre membros). VERNAZZA-MARTIN, MARTAIN e MASSION (1999) investigam a sinergia associada ao controle do equilíbrio na flexão e extensão da parte superior do tronco quando colocada uma massa sobre os ombros dos participantes. A sinergia evidenciada pela ACP mostrou o acoplamento do deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo no CP₁, responsável por 99% da variância total. E DELUZIO, WYSS, ZEE, COSTIGAN e SORBIE (1997) comparam padrões de marcha pela cinemática e cinética do joelho. Para as variáveis analisadas, os quatro primeiros CP explicaram no mínimo 66% da variância total e foram usados para caracterizar o padrão normal ou patológico da marcha. O propósito do ACP extrapola a questão metodológica, pois pode ser usado para identificar as sinergias (ADAMOVICH, ARCHAMBAULT, GHAFOURI, LEVIN, POIZNER & FELDMAN, 2001; JARIC & LATASH, 1999; LATASH, 2000; MERKLE, LAYNE, BOOMBERG & ZHANG, 1998; SALTIEL, 2001; VERNAZZA-MARTIN, MARTIN & MASSION, 2000). Contudo pouco foi aplicado no estudo da postura.

Em razão do exposto, como é o comportamento dos ajustes posturais em crianças? Qual é efeito da experiência motora e da informação sensorial no controle postural de crianças? Para encontrar respostas para tais perguntas, o objetivo deste trabalho é estudar a função dos ajustes posturais no equilíbrio da postura ereta através da análise dos componentes principais. Utilizaremos a análise dos componentes principais para estudar a relação entre os dois tipos de ajuste postural, verificando modificações no número de variáveis necessárias para explicar a variabilidade encontrada na resposta postural.

Material e métodos

Instrumentos

Mensuramos a força de reação do solo (FRS) e o momento de força (M) aplicados pelos apoios na postura ereta a partir de uma plataforma de força (Kistler 9287A, Suíça). A partir dessas variáveis, determinamos o centro de pressão (COP), que representa a origem do vetor FRS (Equação 1).

Utilizamos um eletromiógrafo (Bagnoli-8, Delsys Inc., Estados Unidos da América) para obter a atividade eletromiográfica (EMG) de quatro músculos (m. tibial anterior esquerdo e direito e m. gastrocnêmico lateral esquerdo e direito) com eletrodo superficial, bipolar, ativo e diferencial. Um sensor de captação do eletrodo foi colocado sobre o ponto motor do músculo e o segundo foi colocado distalmente a 1,0 cm de distância

do primeiro sensor. Usamos este tipo de posicionamento para garantir maior reprodutibilidade do sítio de mensuração. O tamanho dos músculos de crianças é um fator que pode aumentar consideravelmente o “crosstalk” por colocação inadequada dos eletrodos e nem as recomendações mais comuns na área (SENIAM - HERMENS, FRERIKS, DISSELHORST-KLUG & RAU, 2000; ISEK, 1996) chegam a um consenso sobre o uso do EMG de superfície em crianças.

O início do movimento foi detectado por meio de sensor “footswitch” colado na superfície da plataforma de força e que permaneceu sob o calcanhar da perna a ser elevada. Enquanto o “footswitch” permaneceu em contato com o calcanhar o sistema de aquisição recebia um sinal de 5 V, na ausência de contato do calcanhar com a plataforma de força, o sinal emitido pelo sensor era zero. Desta forma, o sensor serviu como indicador da saída do calcanhar do chão, o início do movimento. Os sinais da plataforma de força, EMG e de referência foram amostrados, digitalizados (1 kHz, 12 bit) e gerenciados pelo software Bioware 3.0 (Kistler, Inc., Suíça).

$$COP = \frac{M}{FRS} \quad \text{Equação 1}$$

Amostra experimental

Para montar a amostra experimental, a população infantil foi o alvo deste estudo. Os critérios de inclusão de todos os grupos foram ter idade entre sete e 13 anos, e não apresentar problemas neurológicos, motores ou físicos que impedissem ou prejudicassem a execução da tarefa motora estudada, e para a construção dos grupos de crianças com experiência em treinamento em ginástica artística por pelo menos um ano, duas vezes por semana, duas horas de treinamento/dia.

A amostra experimental foi composta por 43 crianças sem qualquer problema físico ou neuroló-

gico. Os participantes do estudo e seus pais foram informados sobre todos os procedimentos experimentais e assinaram termo de consentimento concordando que seus filhos participassem do estudo. Estas crianças estão divididas em três grupos: Grupo Não-Ginasta (GNG, n = 19, 9,8±1,8 anos; 36,3 ± 7,8 kg; 140,3 ± 12,1 cm); Grupo de Ginasta Intermediário (GGI, n = 9, 11,21,8 anos; 40,9 ± 7,4 kg; 151,1±8,9 cm; 1,6 ± 0,7 anos de treinamento em ginástica artística); e Grupo de Ginasta Avançado (GGA, n = 15, 11,5 ± 1,5 anos 40,5 ± 12,7 kg; 148,7 ± 13,6 cm; 2,4 ± 0,8 anos de treinamento em ginástica artística).

Ainda em relação a amostra, as crianças de GNG são mais novas que as crianças de GGA ($F_{(2,40)} = 4,7$ e $p = 0,01$; Post Hoc Bonferroni $p < 0,05$); não existe diferença de massa ($F_{(2,40)} = 1,06$ e $p = 0,33$) ou estatura entre grupos ($F_{(2,40)} = 3,2$ e $p = 0,05$); e o tempo de prática de GGA é maior que GGI ($F_{(1,22)} = 6,1$ e $p = 0,02$; post hoc Bonferroni $p < 0,05$).

Protocolo experimental

A FIGURA 1 representa a tarefa realizada. Instruímos as crianças para permanecerem descalças sobre o centro da plataforma de força e esperarem até um sinal sonoro para executarem a tarefa motora. A tarefa motora consistiu em elevar a coxa esquerda o mais rápido possível sem perder o equilíbrio e permanecer parada em tal posição por 2,0 s. O movimento de elevação da coxa foi feito pela flexão simultânea do joelho e quadril e foi denominado de movimento focal. Cada sujeito repetiu a tarefa quantas vezes fosse possível em um período de 100 s (com olhos abertos, tarefa 1) ou de 40 s (com os olhos fechados, tarefa 2). Definimos tarefa padrão a tarefa executada sem restrição de informação sensorial. Para evitar a fadiga, houve um descanso de dois minutos entre as tarefas. A ordem das tarefas 1 e 2 foi aleatória entre sujeitos.

A posição A1 é a postura ereta parada. Após um sinal sonoro, o indivíduo realiza o movimento focal (elevação frontal da coxa) até finalizá-lo na posição final B1.

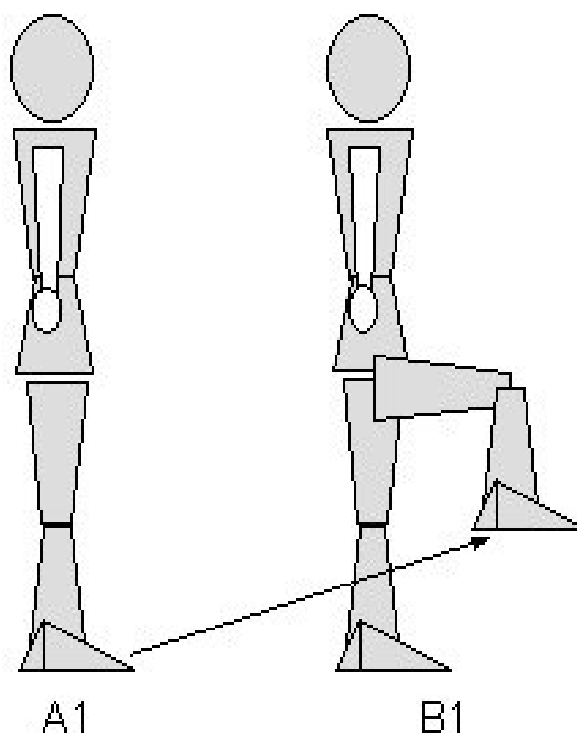


FIGURA 1 - Descrição do movimento focal.

Processamento e tratamento dos sinais

As variáveis mensuradas (três componentes ortogonais da FRS, três componentes ortogonais dos momentos de força aplicados na plataforma de força, o sinal de referência e quatro sinais de EMG - m. tibial anterior, direito e esquerdo e m. gastrocnêmico lateral, direito e esquerdo) foram filtradas com filtro passa-baixa (200 Hz) Butterworth de 2a. ordem recursivo. Para remover os artefatos no sinal EMG por causa do movimento, aplicamos um filtro Butterworth passa-alta de 0,1 Hz de 2a. ordem recursivo.

Após a preparação dos sinais, identificamos na série temporal do sinal de referência o início do movimento (saída do calcanhar da plataforma de força). O instante de referência ($t_0 = 0$) permitiu cortar a série temporal em função de cada repetição da tarefa. Desta forma, definimos a janela temporal de cada repetição nos intervalos [-300, 251] ms. Para cada janela temporal da repetição, o EMG e COP tiveram a média removida, e o EMG passou por retificação de onda completa. Analisamos o nível de atividade eletromiográfica durante o intervalo de 200 ms antes e depois do início do movimento. O período antes do início do movimento buscou avaliar as respostas baseadas na antecipação neuromuscular e isentas de

qualquer resposta neuromuscular voluntária desencadeada pelo movimento, APA [-150 ms; 50 ms]; e o período depois do início do movimento buscou caracterizar as respostas baseadas no “feedback”, APC [51 ms; 251 ms].

Análise dos componentes principais

A análise dos componentes principais (ACP) é um processo no qual a matriz X_{LC} (número de vetores C e comprimento do vetor L) sofre uma transformação ortogonal M_t (os elementos de M são os autovalores), para que a matriz resultante Y_{LC} fique diagonalizada (os vetores de Y são os autovetores ou componentes principais, CP). Os autovetores aparecem em ordem de maior para a menor variância contabilizada. Tais operações estão indicadas nas equações 2 a 5.

O autovalor significa também a variância explicada por cada autovetor (MERKLE et al., 1998). A redução dimensional ocorre porque os últimos CP podem ser descartados com mínima perda de informação do conjunto. A participação percentual de cada CP_n na variância do conjunto é a razão entre a variância do CP e a soma das variâncias de

todos os CP. Logo, o vetor CP_1 é o primeiro CP e tem a maior variância. Assim, a ACP é uma opção para extrair informações sobre um conjunto porque (MERKLE et al., 1998; MORRISSON, 1990): a) cada CP maximiza a variância explicada a partir da matriz de correlação; b) os CP explicam mais a variância do que outros métodos de redução de dados; c) a quantidade de variância explicada pelo CP é igual ao seu autovalor; e d) os CP não são correlacionados.

Em nosso estudo, as séries temporais do APA e APC das variáveis foram normalizadas para representar os sinais em unidades arbitrárias. Assim, o sinal EMG está normalizado pela atividade média antes do APA [- 300 ms; - 200 ms], o COP pela estatura, a FRS pelo peso corporal e o M pelo produto do quadrado da estatura e peso corporal. Em seguida, usamos organizamos estes valores em matrizes e determinamos a matriz de covariância das variáveis normalizadas para a ACP. Na aplicação da ACP, as séries temporais pertencem a uma matriz X_{LC} .

$$X_{LC} = [x_1 \quad x_2 \quad \dots \quad x_C] \quad \text{Equação 2}$$

onde x_n é uma variável de entrada e n índice da variável.

$$M_t = \begin{bmatrix} A_1 \\ A_2 \\ \dots \\ A_C \end{bmatrix} \quad \text{Equação 3}$$

onde A_n é um autovalor.

$$Y_{LC} = [CP_1 \quad CP_2 \quad \dots \quad CP_C] \quad \text{Equação 4}$$

Resultados

A determinação dos componentes principais no movimento focal

A FIGURA 2 contém os resultados médios da variância explicada por cada componente principal na variância total do COP, Momento de força e EMG, respectivamente, para a tarefa 1. Os efeitos dos fatores grupo e ajuste postural na variância contabilizada dos componentes principais para essas

onde CP_n é um componente principal.

$$X_{LC} = M_t \cdot Y_{LC} \quad \text{Equação 5}$$

Variáveis analisadas

As variáveis analisadas foram os componentes principais CP_n e variância contabilizada de cada componente, indicada pelo seu autovalor A_n correspondente. A razão entre o autovalor A_n soma de todos os autovalores definiu o índice λ_n , que indica a participação de cada CP na variabilidade total do conjunto (Equação 6).

$$\lambda_n = 100 \cdot \frac{A_n}{\sum_{n=1}^C A_n} \quad \text{Equação 6}$$

Onde n é índice da variável e varia de 1 a C, o número de variáveis. Os componentes principais dos momentos de força são indicados por MCP, os componentes de FRS por FCP, os componentes do COP por COPCP, e os componentes do EMG por EMGCP.

Análise estatística

O nível de significância p adotado foi 5%. Para analisar os efeitos dos fatores grupo (três níveis: GNG, GGI, GGA) e ajuste postural (dois níveis: APA e APC) na variância contabilizada usamos análise de variância (MANOVA). Usamos a MANOVA para verificar os efeitos de todos fatores simultaneamente, por ser indicada para medidas dependentes. O teste post hoc Tukey HSD foi utilizado para indicar diferenças entre níveis na presença do efeito do fator. Aplicamos os testes separadamente para as tarefas 1 e 2, e para os componentes principais (CP_1 , CP_2 , CP_3 , CP_4 e CP_5).

três variáveis separadamente estão apresentados a seguir.

Por meio da MANOVA, não encontramos efeito do grupo para a variabilidade contabilizada por cada componente principal do conjunto dos componentes do COP.

A variabilidade de cada CP do momento de força MCP está apresentada na parte central da FIGURA 2. O Momento de força sofreu efeito da

interação entre grupo e ajustes posturais ($R_{(15,275)} = 5,2, p < 0,001$). Identificamos a seguinte diferença no CP_1 : a variância MCP no grupo GNG é menor no APC ($p < 0,001$). Em relação ao CP_2 , a variância MCP do grupo GNG é menor no APA ($p < 0,001$).

A variabilidade de cada CP de sinais eletromiográficos EMGCP está apresentada na

parte superior da FIGURA 2. O EMG sofreu efeito da interação do grupo e ajuste postural ($R_{(20,3247)} = 3,54, p < 0,001$). Para CP_1 durante o APC, a variância EMGCP do grupo GGA é a maior entre grupos (GNG $p = 0,03$ e GGI $p < 0,001$). E para CP_2 no APA, a variância do EMGCP do GNG é maior do GGA ($p = 0,04$).

CP1 - primeiro componente principal;
 CP2 - segundo componente principal;
 CP3 - terceiro componente principal;
 CP4 - quarto componente principal;
 COP - centro de pressão;
 EMG - sinal eletromiográfico;
 APA - ajuste postural antecipatório;
 APC - ajuste postural compensatório.

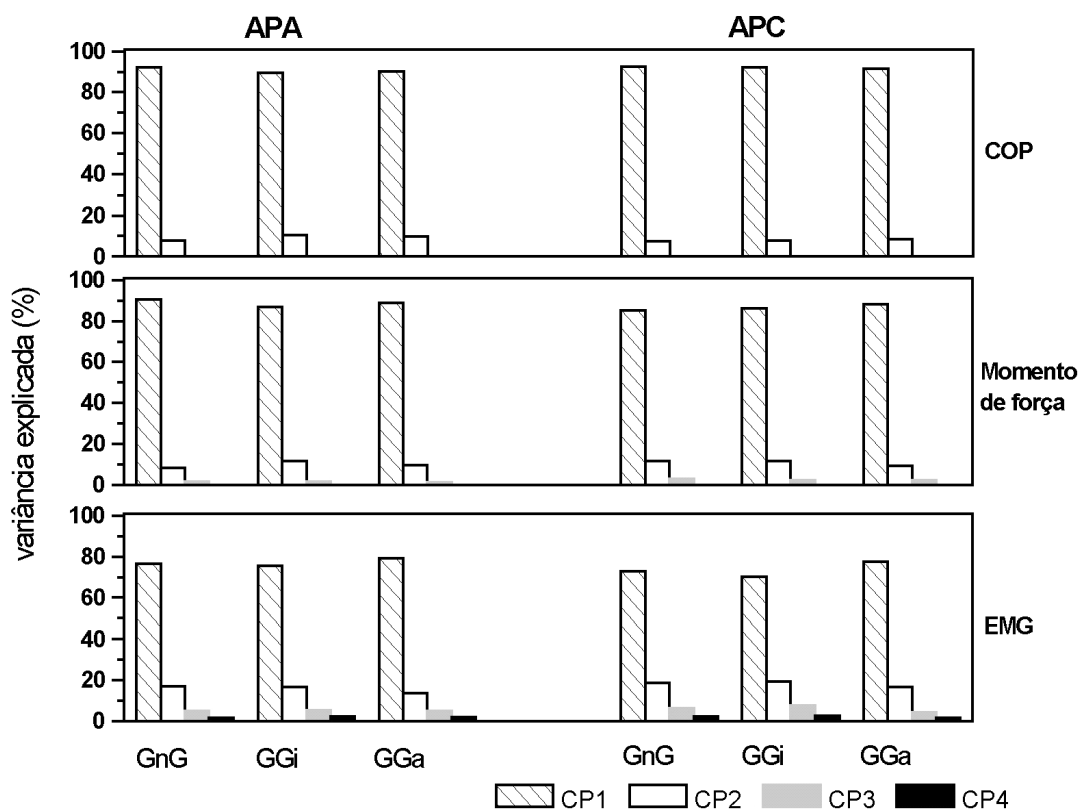


FIGURA 2 - Valores percentuais médios da variância explicada pelos componentes principais do COP (linha inferior), momento de força (linha central) e EMG (linha superior) para os grupos sem experiência (GNG), com nível intermediário em ginástica artística (GGI), e com nível avançado em ginástica artística (GGA) na tarefa 1.

A determinação dos componentes principais durante a restrição sensorial

A FIGURA 3 contém os resultados médios da variância explicada pelos componentes principais na variância total do COP, Momento de força e EMG, respectivamente para a tarefa 2.

A variância de COP está na parte inferior da FIGURA 3. Por meio da MANOVA, encontramos efeito da interação entre os grupos e ajustes posturais para o valor médio da variância do CP_1 ($R_{(10,782)} = 1,94, p = 0,03$). Tanto CP_1 e CP_2 mostram menor variância no GNG durante APC do

que a variância apresentada pelo GGI durante APA.

A variância contabilizada pelos CP do momento de força sofreu efeito da interação entres grupos e ajustes ($R_{(15,1077)} = 2,04, p < 0,01$); mas, não identificamos a diferença entre grupos e ajustes.

A variância do CP do EMG na tarefa 2 está apresentada na parte superior da FIGURA 3. Observamos efeito da interação entre grupos e ajustes posturais para o valor médio da variância dos CP do EMG ($R_{(20,1291)} = 1,97, p < 0,006$). Tanto em CP_1 quanto CP_2 no GGA, a variância é menor no APA ($p > 0,03$). Os CP_3 e CP_4 não sofreram efeitos dos fatores estudados.

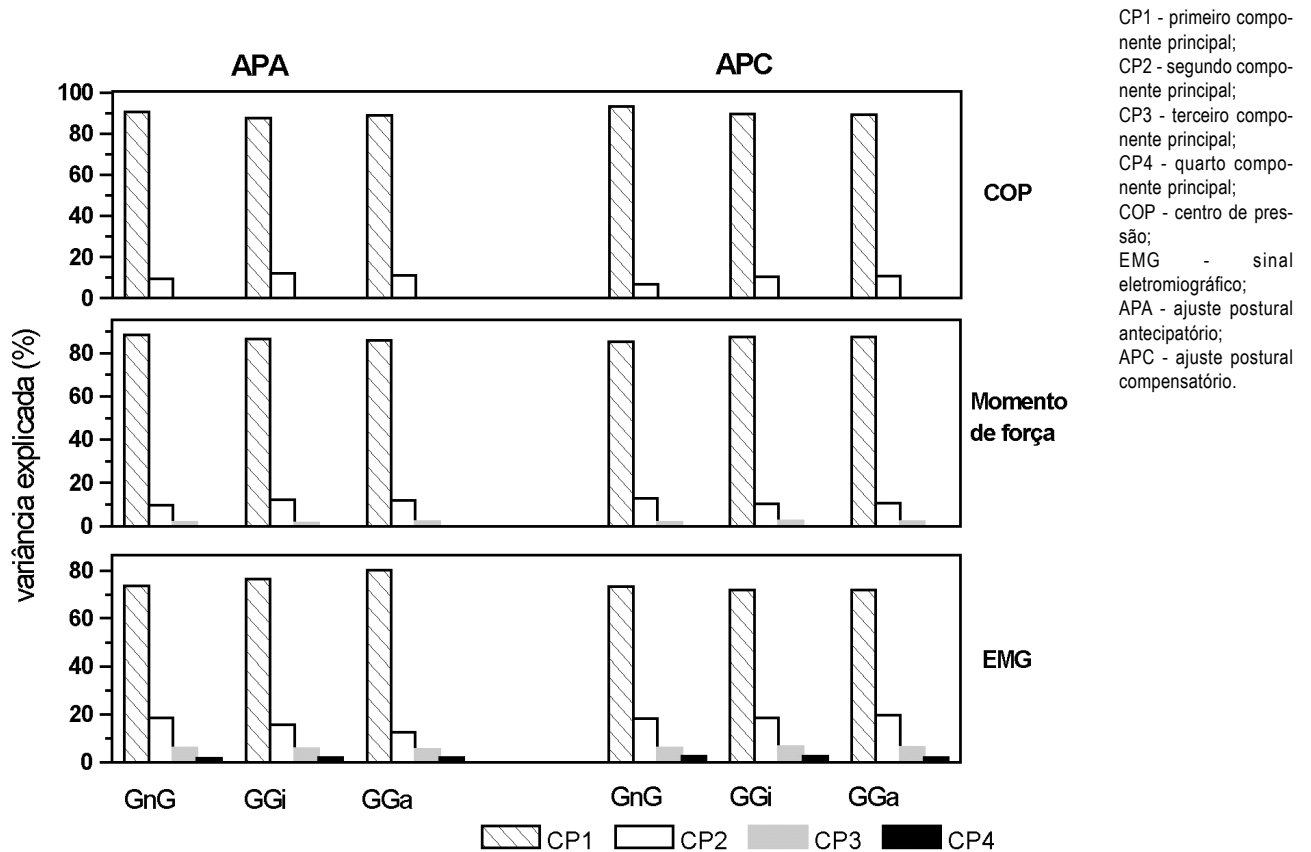


FIGURA 3 - Valores percentuais médios da variância explicada pelos componentes principais do COP (linha inferior), momento de força (linha central) e EMG (linha superior) para os grupos sem experiência (GNG), com nível intermediário em ginástica artística (GGI), e com nível avançado em ginástica artística (GGA) na tarefa 2.

O número de dimensões

Para as condições experimentais e grupos, a mediana do número de dimensões é a mesma: nove. Através do teste de Wilcoxon não verificamos diferenças entre ajustes posturais de um mesmo grupo experimental para as tarefas.

Verificamos a existência de correlação entre o número de dimensões no APA e APC através do coeficiente de Spearman. O resultado significativo é a correlação entre o número de dimensões do APA e número de dimensões do APC no GGA na tarefa 1 ($p = 0,008$).

Discussão

Os componentes principais e a execução da tarefa padrão

A primeira informação importante se destaca da análise dos componentes principais quando analisamos os ajustes posturais. No GNG, a contribuição do CP₁ no momento de força reduz, enquanto a contribuição do CP₂ aumenta no APC. Desta forma, temos o aumento da participação do segundo componente principal na variância total, implicando no aumento na sua importância no

comportamento geral do momento de força. Logo, o segundo componente principal é mais importante para se estabilizar o corpo após o início do movimento. Este fato ocorreu apenas no GNG. Nos outros grupos, notamos que a participação dos CP se mantém constante, isto é, não se observa a necessidade aumentar ou diminuir a participação de um componente principal, o que seria um indicador do número de graus de liberdade necessários para controlar o sistema (Li, 2006). Assim, encontramos uma associação inédita entre

ausência de experiência motora e o comportamento dos componentes principais.

Em relação à tarefa, encontramos diferenças na variabilidade explicada pelos CP. Neste caso, a variabilidade explicada pelo CP₁ do EMG é maior no grupo GGA. Para os grupos, o percentual da variabilidade do CP₁ reforça a idéia que maior a experiência motora, mais unificada se torna a participação das variáveis na execução da ação motora. O aumento na participação da variabilidade explicada do CP₁ entre os grupos é importante para entender a influência da experiência motora no controle postural (PATTON, LEE & PAI, 2000).

Os componentes principais e a restrição sensorial

Observamos que a composição da variabilidade explicada pelos CP não é afetada pela restrição sensorial. A convergência de diferentes fontes sensoriais pode garantir a estabilidade postural e, em nosso caso, não alterar o papel de cada CP durante o ajuste postural.

Quando o movimento focal é realizado sem o auxílio da visão, apenas o grupo GGA apresenta diferenças entre os valores de variabilidade explicada pelos CP. A variação ocorre nos CP do EMG. Por um lado, a variabilidade explicada pelo CP₁ diminui com o início do movimento, ela aumenta no CP₂ após o início do movimento focal. Os CP do EMG representam as atividades linearmente independentes de quatro sinais EMG. Assim, o aumento da contribuição do CP₂ na variabilidade total reflete a necessidade de se utilizar mais músculos ou comandos, para os quatro músculos para a tarefa. Na fase antecipatória, podemos considerar que atividade muscular é dedicada a preparação para o movimento. Na fase compensatória, supomos que existem duas principais atividades: a compensação postural para a instabilidade causada pelo movimento e a execução do movimento. Logo, o aumento do CP₂ pode estar associado às duas atividades durante APC. Suportando esta argumentação, WOLF, AMMERMAN e JANN (1998) mostram que um mesmo comando central enviado pode ser subdividido para o controle simultâneo do movimento focal e do ajuste postural.

Análise dimensional

Utilizamos a análise dimensional para verificar o número de variáveis indicadas para explicar a variabilidade do conjunto. Na análise dimensional há

estimativa se o número total de variáveis é realmente necessário, ou se eliminando a correlação entre variáveis é possível reduzir o número de variáveis e tornar o sistema menos complexo. Se for mantido o número original de variáveis, todas as variáveis são necessárias. O número de variáveis na análise dimensional é dado pelo número de autovetores independentes do sistema. Este número de variáveis indica o número de graus de liberdade do sistema. A discussão sobre a redução dos graus de liberdade também é discutida por Helmholtz no fim do século XIX (GIELEN, 2001).

A partir dos resultados, observamos que a mediana do número de dimensões é nove, i.é, o número total de variáveis. Em alguns casos, o número de dimensões é menor. O significado deste resultado é direto: o número de variáveis utilizadas é o número necessário para explicar a variabilidade encontrada nos resultados experimentais. Este número não está correlacionado com a restrição de informação sensorial. Portanto, para lidar com as tarefas motoras analisadas, o controle postural não reduz o número de graus de liberdade.

Em uma republicação de um clássico de Nicolai Bernstein (BERNSTEIN, 2001; LATASH, 1996), verificamos que movimento voluntário é a expressão de estruturas coordenativas em um padrão com alto grau de unidade e cooperação, que é resultado de uma alta e complexa organização das estruturas internas. A base para abordar o nível de organização do controle postural durante as tarefas é o número de dimensões do conjunto de variáveis. O número de dimensões de um sistema é uma variável topológica que permite classificar os padrões motores de forma mais consistente. Verificamos que para a maioria das situações, o número de variáveis é igual ao número de dimensões necessárias para explicar a variabilidade total dos resultados.

Uma específica classe topológica pode ser governada por programa motor geral que é uma representação virtual da ação motora no sistema nervoso. Se considerarmos que o número de dimensões do sistema indica diferentes classes topológicas, a variação no número de dimensões pode ser um indicador que quando mudanças substanciais estão ocorrendo internamente, existe a promoção de diferentes tipos de programa de ação para realização do movimento e controle da postura. Como mantivemos o mesmo movimento focal durante as tarefas, possivelmente as respostas posturais observadas pertençam a uma mesma classe topológica de ajustes posturais.

O problema de Bernstein é um problema de escolha (LATASH, 1993), de como o sistema nervoso faz para reduzir os graus de liberdade e solucionar a redundância

das estruturas do movimento. Uma solução para o problema de Bernstein está na seleção das sinergias de movimento, que reduzem o número de graus de liberdade associados à cadeia cinemática onde ocorre o movimento analisado. A redução no número de variáveis permite condensar a informação sobre o fenômeno em menos variáveis que o número de variáveis mensuradas. As variáveis obtidas, os componentes principais, são linearmente independentes. Se não encontramos a redução no número de graus de liberdade, podemos apresentar duas proposições para explicar este fato:

- as variáveis estudadas (EMG, momento de força e COP) não são as variáveis de controle; ou
- as variáveis estudadas são as mínimas necessárias para realizar o movimento e por isso não podem ser reduzidas.

Se as variáveis analisadas não são as variáveis de controle, mas elas apenas apresentam um nível de correlação ou dependência com as reais variáveis de controle do sistema nervoso, o problema que lidamos pode ser um problema de inadequação da linguagem escolhida (GELFAND & LATASH, 1998). Como desconhecemos a linguagem que o sistema nervoso central se comunica com os efetores do movimento, não podemos saber com exatidão quais são as variáveis de controle. Em nosso caso, três variáveis mensuradas, o problema é conhecer quais delas são as variáveis de controle.

O que realizamos é, a partir da proposição do modelo de um sistema mecânico, escolher variáveis biomecânicas associadas ao controle da postura ereta e associadas ao controle do movimento focal. Mesmo assim, encontramos uma relação de dependência entre as variáveis analisadas. Observamos correlação entre os padrões das curvas médias do COP e EMG e correlação entre COP e momento de força. Como não encontramos associação entre EMG e momento de força, sugere-se que são independentes entre si e COP é uma variável dependente destas duas. Portanto, estabelecemos hierarquia baseada em relações de dependência.

As variáveis de controle são independentes. Temos então duas candidatas as variáveis de controle: EMG e momento de força. E uma única variável que exprime o comportamento destas duas variáveis, COP. Se estivermos errados, EMG e momento de força ou mesmo COP não são as variáveis de controle. Observamos correlações entre o COP e o momento de força, assim como entre COP e EMG; mas, não

observamos correlações entre os momentos de força e o sinal eletromiográfico. Estas relações de correlação somente indicam a semelhança entre os padrões de curvas postos à análise. Se considerarmos a relação de semelhança na forma de curvas entre duas variáveis uma indicação de possíveis formas de controle podemos sugerir que EMG e o momento de força têm padrões independentes, ao passo que COP apresenta dependência destas duas variáveis. Logo, um modelo conceitual que acomodasse estas três variáveis mostra um nível de hierarquia baseada na dependência entre as variáveis. Neste modelo conceitual, as variáveis de controle são momento de força e EMG e a variável que resulta de um processo de um processo de controle postural é o COP.

Quando realizamos a análise de componentes principais, verificamos que o número de dimensões necessário para explicar a variabilidade do subgrupo formado pelos componentes de uma variável de mesma classe pode ser reduzido. Para todas variáveis, o número de variáveis pode ser reduzido para um. O primeiro componente principal de cada variável contabiliza no mínimo 60% da variabilidade total do conjunto de componentes da variável. Assim, a variabilidade observada nos dois componentes do COP pode ser explicada por principalmente um componente principal. A variabilidade total dos três componentes principais pode ser explicada pelo primeiro componente principal. E o mesmo pode ser aplicado aos sinais eletromiográficos dos quatro músculos monitorados. Nesta situação, observamos a redução do número de dimensões do sistema e a redução do número de graus de liberdade do conjunto. Como decorrência, isoladamente podemos inferir que alguma sinergia está atuando entre os componentes das variáveis a fim de reduzir o número de variáveis.

Apesar desta distinção, é importante ressaltar que, considerando o conjunto de quatro músculos, associados tanto ao movimento focal quanto ao controle postural, encontramos que a maior parte da variabilidade apresentada pertence ao primeiro componente principal. Se o comportamento do EMG for interpretado como uma simples mensagem sobre o formato de ativação/não ativação e o nível de ativação, a maior parte desta informação está contida no primeiro componente principal. Como analisamos quatro músculos com funções e localizações distintas, devemos supor que a informação contida no primeiro componente principal é diferentemente interpretada por cada efector.

Conclusões

Destacamos as seguintes conclusões deste trabalho:

- não há redução no número de dimensões do sistema completo;
- cada variável apresenta redução do número de dimensões do sistema e a redução do número de graus de liberdade do conjunto;
- variabilidade nos componentes do COP, EMG ou momento de força é principalmente explicado pelo primeiro componente principal.
- para os grupos, o percentual da variabilidade do primeiro componente principal é maior com o aumento da experiência motora em ginástica artística.

Tais resultados sugerem a modulação dos graus de liberdade por causa da experiência motora. Entretanto, os efeitos da experiência motora em variados tipos de esporte, e do desenvolvimento motor precisam ser mais bem investigados.

O uso da análise dos componentes principais permitiu o estudo das dimensões do sistema analisado e serviu como estratégia para a busca de soluções para o problema de Bernstein. Estudos futuros envolvendo uma quantidade maior de músculos com base na mesma análise poderão apresentar explicações para fenômenos como a coordenação motora.

Abstract

The application of principal components analysis to the study of postural control

The purpose of this study is to apply the principal components analysis to the study of anticipatory (APA) and compensatory (CPA) postural adjustments. We made use of a force plate to measure center of pressure (COP) and moment of force (M) during standing, and an electromyography (EMG) system to measure the myoelectric activity of right and left mm. tibialis anterioris and right and left gastrocnemius lateralis. The subjects were 43 healthy children divided into three groups (non gymnast, Intermediate gymnast, and advanced gymnast). They performed the left leg rising as fast as possible to stand at one foot with opened or closed eyes for 2 s. We analyzed the center of pressure (COP), moments of force (M), ground reaction force (GRF), and EMG during APA and CPA. With eyes opened, the accounted variance of M and EMG were affected by group and postural adjustment conditions. With eyes closed, the accounted variance of M, COP and EMG were affected by group and postural adjustment conditions. At last, the dimension number of each variable was smaller than the number of components. For all variables, nearly all their accounted variance was due to the first principal PC1; and for the groups, the accounted variance increased with gymnastic experience.

UNITERMS: Postural control; Principal components; Biomechanics; Postural adjustment; Gymnastics.

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*, Berlin, v.138, n.3., p.288-303, 2001.
- ARUIN, A.S.; OTA, T.; LATASH, M.L. Anticipatory postural adjustments associated with lateral and rotational perturbations during standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, New York, v.11, n.1, p.39-51, 2001.
- BELEN'KII, V.Ye.; GURFINKEL, V.S.; PAL'TSEV, Ye.I. Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*, Moscou, v.12, n.1, 1967, p.135-141.
- BERNSTEIN, N.A.. The problem of interrelations between coordination and localization. In: LATASH, M.L.; ZATSIORSKY, V.M. (Eds.). *Classics in movement science*. Champaign: Human Kinetics, 2001. p.59-84.
- BOUISSET, S. Voluntary movement as perturbation to balance: posturo-kinetic capacity in the able-bodied and the disable. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, São Carlos, v.3, p.24, 1998. Suplemento.
- COMMISSARIS, D.A.C.; TOUSSAINT, H.M. Anticipatory postural adjustments in a bimanual, whole body lifting task with an object of known weight. *Human Movement Science*, New York, v.16, p.407-31, 1997.

- COOLEY, W.W.; LOHNES, P.R. **Multivariate data analysis**. Florida: Robert E. Krieger, 1985.
- DELUZIO, K.J.; WYSS, U.P.; ZEE, B.; COSTIGAN, P.A.; SORBIE, C. Principal component models of knee kinematics and kinetics: normal vs. Pathological gait patterns. **Human Movement Science**, New York, v.16, p.201-17, 1997.
- ENGLEHART, K.; HUDGINS, B.; PARKER, P.A.; STEVENSON, M. Classification of the myoelectric signal using time-frequency based representations. **Medical Engineering and Physics**, New York, v.21, p.4131-438, 1999.
- GELFAND, I.M.; LATASH, M.L. On the problem of adequate language in motor control. **Motor Control**, Champaign, v.2, n.4, p.306-13, 1998.
- GIELEN, S. Helmholtz: founder of the action-perception theory. In: LATASH, M.L.; ZATSIORSKY, V.M. (Eds.). **Classics in movement science**. Champaign: Human Kinetics, 2001. p.221-42.
- HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.10, n.5, p.361-74, 2000.
- HORAK, F.B.; NASHNER, L.M.; DIENER, H.C. Influence of central set on human postural responses. **Journal of Neurophysiology**, New York, v.62, n.4, p.841-53, 1989.
- ISEK. Standards for Reporting EMG data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.6, n.4, p. II-IV, 1996.
- 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**, New York, v.18, n.6, p.819-38, 1999
- JOHANSSON, R.; MAGNUSSON, M. Human postural dynamics. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, Redding, n.18, v.6., p.413-37, 1991.
- JOHANSSON, H.; BREGENHEIM, M.; DJUPSJÖBACKA, M.; SJÖLANDER, P. A method for analysis of encoding of stimulus separation in ensembles afferents. **Journal of Neuroscience methods**, New York, v.63, p.67-74, 1995.
- 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. **Control of human movement**. Champaign: Human Kinetics, 1993.
- _____. Modulation of simple reaction time on the background of an oscillatory action: implications for synergy organization. **Experimental Brain Research**, Berlin, v.131, n.1, p.85-100, 2000.
- _____. **Neurophysiological basis of human movement**. Champaign, Human Kinetics, 1997
- LI, Z.M. Functional degrees of freedom. **Motor Control**, Champaign, v.10, n.4, p.301-10, 2006.
- LUGGER, K.; FLOTZINGER, D.; SCHLOGL, A.; PREGENZER, M.; PFURTSCHELLER, G. Feature extraction for on-line EEG classification using principal components and linear discriminants. **Medicine and Biology in Engineering Computation**, Berlin, v.36, n.3, p.309-14, 1998.
- MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, New York, v.38, p.35-56, 1992.
- _____. Postural control systems in developmental perspective. **Neuroscience and Behavioral Reviews**, New York, v.22, n.4, p.465-72, 1998.
- McKEOWN, M.J. Cortical activation related to arm-movement combinations. **Muscle Nerve**, Hoboken, v.9, p.S19-S25, 2000. Supplement.
- 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**, New York, v.82, p.207-14, 1998.
- MOCHIZUKI, L. **Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio**. 2002. 2011f. Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.
- MORRISSON, D.F. **Multivariate statistical methods**. 3rd ed. New York: McGraw-Hill, 1990. p.200-68.
- NOUILLOT, P.; BOUISSET, S.; DO, M.C. Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? **Neuroscience Letters**, New York, v.147, p.1-4, 1992.
- PATTON, J.L.; LEE, W.A.; PAI, Y.C. Relative stability improves with experience in a dynamic standing task. **Experimental Brain Research**, Berlin, v.135, n.1, p.117-26, 2000.
- RAMOS, C.F.; STARK, L.W. Postural maintenance during fast forward bending: a model simulation experiment determines the reduced trajectory. **Experimental Brain Research**, Berlin, v.82, p.651-7, 1990.
- ROTHWELL, J. **Control of human voluntary movement**. 2nd ed. London: Chapman & Hall, 1994.
- SADEGHI, H.; PRINCE, F.; SADEGHI, S.; LABELLE, H. Principal component analysis of the power developed in the flexion/extension muscles of the hip in able-bodied gait. **Medical Engineering and Physics**, New York, v.22, p. 703-10, 2000.
- 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**, New York, v.85, n.2, p.605-19, 2001.

SANGER, T.D. Human arm movements described by a low-dimensional superposition of principal components. **Journal of Neuroscience**, Washington, v.20, n.3, p.1066-72, 2000.

SHIRATORI, T.; LATASH, M.L. Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. **Clinical Neurophysiology**, New York, v.112, n.7, p.1250-65, 2001.

SLIJPER, H.; LATASH, M. The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. **Experimental Brain Research**, Berlin, v.135, n.1, p.81-93, 2001.

VERNAZZA-MARTIN, S.; MARTAIN, N.; MASSION, J. Kinematics syneries and equilibrium control during trunk movement under loaded and unloaded conditions. **Experimental Brain Research**, Berlin, v.128, n.4, p.517-26, 1999.

_____. Kinematic synergy adaptation to microgravity during forward trunk movement. **Journal of Neurophysiology**, New York, v.83, n.1, p.453-64, 2000.

WOLF, S.L.; AMMERMAN, J.; JANN, B. Organization of responses in human lateral gastrocnemius muscle to specified body perturbations. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.8, n.1, p.11-21, 1998.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pela FAPESP (Processo 97/09147-0).

ENDEREÇO

Luis Mochizuki

Escola de Artes, Ciências e Humanidades / USP

Av. Arlindo Bettio, 1000

03828-000 - São Paulo - SP - BRASIL

e-mail: mochi@usp.br

Recebido para publicação: 13/08/2002

Revisado: 02/05/2007

Aceito: 06/09/2007