

Ajustes posturais antecipatórios e compensatórios ao pegar uma bola em condição de estabilidade e instabilidade postural

Anticipatory and compensatory postural adjustments during catching a ball in condition of postural instability and stability

Vanessa Scariot¹, Renato Claudino², Eloá Cristhina dos Santos¹, Jaqueline Lourdes Rios², Marcio José dos Santos³

RESUMO | Indivíduos jovens pré-selecionam suas estratégias de ajuste postural antes que uma perturbação externa ocorra, com base nas características da tarefa. Entretanto, ainda não é bem conhecido de que maneira o sistema nervoso central lida com os ajustes posturais antecipatórios e compensatórios, mediante alguns treinos de equilíbrio que são comumente usados na prática clínica da Fisioterapia. Treze adultos jovens receberam 20 perturbações posturais externas de pegar uma bola arremessada pelo experimentador sobre condições de estabilidade e instabilidade postural (sobre uma espuma). As atividades eletromiográficas dos músculos tríceps braquial (músculo focal), retoabdominal e paravertebral lombar foram avaliadas nas janelas de tempo típicas dos ajustes posturais antecipatórios e compensatórios, assim como o pico do deslocamento do centro de pressão corporal após a perturbação. A magnitude das integrais da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial foi significativamente menor em condição de instabilidade postural, não houve diferença estatística entre as condições para as integrais da atividade eletromiográfica dos músculos retoabdominal e paravertebral lombar. O pico do deslocamento anteroposterior do centro de pressão corporal foi similar entre as duas condições. Treino de equilíbrio associado à perturbação externa da postura sobre espuma pode não ser mais eficaz ou eficiente do que sobre uma superfície estável, quando se pretende alterar a atividade dos músculos posturais do tronco. Além disso, este tipo de

ABSTRACT | Young individuals preselect their postural adjustment strategies before an external perturbation, based on the characteristics of the task. However, it is not well documented how the central nervous system deals with anticipatory and compensatory postural adjustments during some balance training programs, which are commonly used in Physical Therapy settings. Thirteen young individuals were submitted to 20 external postural perturbations of catching a ball thrown by an experimenter in conditions of postural stability and instability (standing on a foam). The electromyographic activities of triceps brachii (focal muscle), rectus abdominis, and lumbar paraspinal muscles were investigated in the time windows typical for anticipatory and compensatory postural adjustments, as well as the center of body pressure peak displacement after the perturbation. The magnitude of the triceps brachii integral electromyographic activity was significantly smaller in conditions of postural instability, there was no statistical difference between the stable and unstable conditions for the integral electromyographic activity of the rectus abdominis, and lumbar paraspinal muscles. The peak of the center of body pressure anterior posterior displacement was similar between the two conditions. Balance training associated with external perturbation standing on a foam might not be more effective or efficient than when standing on a stable surface, when it seeks to modify the activity of the postural trunk muscles. In addition, this balance training

Estudo desenvolvido no Laboratório de Controle Motor (LADECOM) da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC) - Florianópolis (SC), Brasil.

¹Acadêmicas do Curso de Fisioterapia da UDESC - Florianópolis (SC), Brasil.

²Mestrandos em Ciências do Movimento Humano pela UDESC - Florianópolis (SC), Brasil.

³Professor Doutor no Departamento de Fisioterapia da UDESC; Coordenador do LADECOM da UDESC - Florianópolis (SC), Brasil.

intervenção pode corroborar para diminuir a ativação antecipatória (ajustes posturais antecipatórios) do músculo focal.

Descritores | equilíbrio postural; eletromiografia; ajuste postural.

may contribute to decrease the electromyographic activity (anticipatory postural adjustments) of the focal muscle.

Keywords | postural balance; electromyography; postural adjustments.

INTRODUÇÃO

A manutenção da postura frente a perturbações requer que o sistema nervoso central (SNC) utilize principalmente dois tipos de estratégias de ajuste postural, os antecipatórios¹ e os compensatórios². Os ajustes posturais antecipatórios (APA) estão associados à ativação dos músculos posturais antes que a perturbação ocorra^{1,3,4} e são desencadeados com a finalidade de minimizar os efeitos de uma perturbação prevista¹, mecanismos de *feedforward*⁴. Por outro lado, os ajustes posturais compensatórios (APC) lidam com a perturbação propriamente dita, restaurando o equilíbrio postural por meio da ativação muscular após o distúrbio, seja ele previsto ou não (*feedback* sensorial)⁵.

Estudos têm mostrado que indivíduos jovens saudáveis pré-selecionam suas estratégias de ajustes posturais antes que uma perturbação externa ocorra³ e, dessa forma, modificam suas repostas motoras com base nas características das perturbações⁶, na previsibilidade³, na tarefa⁷ e na prática⁸. Em condições de instabilidade postural, por exemplo, os APA podem ser atenuados⁹, aumentados⁷ ou não sofrerem modificações¹⁰. Indivíduos em pé sobre uma ‘tábua propioceptiva’, quando perturbados, mostraram menores magnitudes de ativação nos músculos ventrais durante os APA, em condição de instabilidade (plano sagital) do que de estabilidade postural⁹. Ao contrário, quando geraram uma perturbação postural sobre patins, os indivíduos não demonstraram modificações na magnitude das integrais (*f*) da atividade eletromiográfica (EMG) dos APAs quando analisados isoladamente¹⁰. Por outro lado, os APCs demonstraram mudanças consistentes no padrão de ativação muscular¹¹ e aumentos na magnitude das atividades EMG dos músculos em condições de instabilidade postural¹².

Na prática clínica da Fisioterapia, é comum o treino de equilíbrio com pacientes em pé sobre superfícies estáveis e instáveis (colchonetes e espumas)¹³, ao mesmo tempo em que esses pacientes recebem um distúrbio postural externo, como, por exemplo, pegar uma bola arremessada pelo terapeuta¹³. Porém, como mencionado, APAs e APCs podem ser modificados de acordo

com a característica das tarefas e da condição de estabilidade postural⁷⁻¹². Desta forma, as estratégias de ajuste postural sob esse tipo de intervenção fisioterapêutica merecem investigação adicional.

Portanto, o principal objetivo deste estudo foi analisar os APAs e APCs em duas situações específicas e comumente realizadas em consultórios fisioterapêuticos, como pegar uma bola arremessada pelo terapeuta em condições de estabilidade e instabilidade postural. Baseado em tais estudos e na tarefa do corrente estudo, a hipótese é que os participantes deste estudo irão atenuar os APAs em condições instáveis. Uma melhor compreensão dessas repostas posturais mediante perturbações da postura é importante para fundamentar e aprimorar as estratégias de intervenção fisioterapêutica a fim de melhorar o equilíbrio.

MÉTODOS

Sujeitos

Quatro homens e nove mulheres ativos, estudantes de Educação Física na Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), com idade média de 22,75±3,76 anos, massa corporal de 62,3±12,57 kg e altura média de 1,70±0,79 m, participaram do estudo. Os critérios de inclusão foram: não apresentar histórico de problemas ortopédicos, neurológicos, reumáticos graves ou qualquer outra doença que pudesse impedir a execução da tarefa. Os indivíduos selecionados foram esclarecidos sobre os objetivos e os procedimentos realizados no trabalho e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UDESC (172/2010).

Instrumentos

Uma plataforma de força (AMTI, EUA), posicionada no chão, foi utilizada a fim de registrar as forças e os momentos de reação do solo ($F_{x,y,z}$ e $M_{x,y,z}$,

respectivamente). A avaliação da atividade elétrica dos músculos foi realizada por meio de um eletromiógrafo (EMG System do Brasil®, modelo 811C, São José dos Pinhais, São Paulo, Brasil), com saída analógica, ganho de 2.000, filtro passa-banda de 23 a 500 Hz, taxa de rejeição de modo comum maior que 80 dB e amplificador diferencial. O momento das perturbações foi registrado por um acelerômetro (EMG System do Brasil®, modelo ACL13000/03, São José dos Pinhais, São Paulo, Brasil) afixado sobre uma *Medicine Ball* (VERTEX de 1 ou 2 kg). Os sinais foram enviados a um computador por meio de um sistema de aquisição análogo digital (modelo PCI 6259, *National Instruments*, EUA) com frequência de 1.000 Hz e resolução de 16 bits, adquiridas em ambiente *LabView SignalExpress 2010*®, versão 4.0.0 para Windows® (*National Instruments*®, EUA).

Procedimentos

Eletrodos de superfície descartáveis (3 M®, 223 BRQ, Sumaré, São Paulo, Brasil) foram afixados, após a limpeza com álcool, no lado dominante do participante sobre os músculos posturais, ou seja, retoabdominal (RA) e paravertebral lombar (PL), e sobre o músculo focal (principal músculo efetor da atividade), o tríceps braquial (TB). A distância intereletrodos foi de 20 mm, e um eletrodo de referência foi disposto sobre a região do maléolo medial da tíbia. Tais procedimentos seguiram as normas do *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM)¹⁴. Esses músculos posturais foram preferidos por terem apresentado grande ativação e responsabilidade na estabilização do tronco em distúrbios similares^{3,6}. Além disso, estudos-piloto e prévios¹⁰ mostram que, em perturbações posturais anteroposteriores, a ativação do músculo tibial anterior e do sóleo são bastante variáveis, o que dificulta a análise dos APA e APC desses músculos, principalmente em condições de instabilidade postural.

Os indivíduos foram instruídos a manterem a postura ortostática imóvel, com pés afastados na largura dos ombros, sobre dois tipos de superfície: plana, diretamente sobre a plataforma de força; espuma, sobre uma estrutura de espuma (densidade de 28 kg/m³) colocada sobre a plataforma, que era revestida por uma camada de borracha de etileno vinil acetato (EVA) de 0,5 cm de largura e dimensões compatíveis com as da plataforma de força (51 cm de comprimento por 50 cm de largura). A primeira condição foi denominada estável, enquanto a segunda, instável.

Os indivíduos receberam perturbações externas anteroposteriores da postura, desencadeadas por uma bola arremessada pelo mesmo experimentador na altura do processo xifoide dos participantes. O pesquisador manteve-se posicionado a uma distância correspondente à altura do participante. O peso da bola arremessada foi de acordo com a massa corpórea dos indivíduos. Para os participantes com 65 kg ou menos, utilizou-se uma bola de 1 kg, enquanto que, para aqueles com mais do que 65 kg, uma bola de 2 kg foi usada para causar o distúrbio. Os indivíduos foram orientados a segurar a bola na posição descrita anteriormente com os membros superiores posicionados em 40° e 90° de flexão de ombro e cotovelo, respectivamente, punhos e mãos em posição neutra. É importante ressaltar que os participantes foram instruídos a não moverem seus braços durante a realização da tarefa, esperando a aproximação da bola. Esta instrução foi incluída para garantir que a perturbação da postura fosse, na maior parte, externa (impacto da bola). Sabe-se que os APA dependem da magnitude da perturbação postural¹⁵, sendo assim, os pequenos ajustes do cotovelo, do punho e dos dedos antes do impacto da bola não seriam suficientemente significativos para desencadear um distúrbio postural (perturbação interna) e, conseqüentemente, gerar APAs ou somar-se significativamente aos APAs gerados em função da expectativa do impacto da bola. Os participantes também foram orientados a manterem suas posturas mais estáveis possíveis após a perturbação (Figura 1).

Todos os indivíduos foram submetidos a 20 perturbações, em cada uma das condições, de forma randomizada. Antes do início da coleta dos dados, dois arremessos foram realizados para familiarização do participante com a tarefa proposta. Houve um intervalo de três a cinco minutos entre as condições; as 20 tentativas em cada condição foram realizadas em uma mesma sequência. Durante o experimento, os indivíduos estavam vestidos com um colete de segurança (modelo CG 700/75, Carbogafite®, Pedro do Rio, Rio de Janeiro, Brasil), preso por meio de cordas em um suporte de ferro no teto do laboratório para a prevenção de acidentes provocados por quedas (Figura 1). Durante a execução da tarefa, não havia tensão na corda que ligava o colete ao teto do laboratório, para que este não influenciasse na tarefa. Essa tensão ocorreria somente se os indivíduos testados ultrapassassem o limite da base de suporte, ficando suscetíveis a quedas.

Os sinais foram analisados usando-se rotinas em Matlab (*The MathWorks*®, versão R2010b, Natick, EUA). Para o cálculo das integrais das EMG (JEMG),

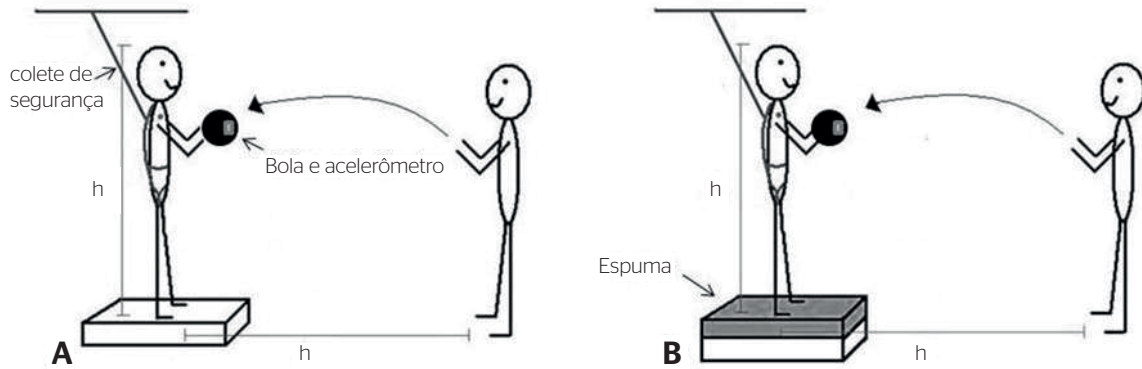


Figura 1. Representação esquemática da tarefa sobre uma superfície plana, condição estável (A) e instável (B)

os dados brutos foram filtrados com *butterworth* passa-banda (30 a 400 hz) de segunda ordem¹⁶. As \int EMG durante os APA e APC foram demarcadas entorno de dois pontos, o momento da saída da bola da mão do experimentador e o impacto desta nas mãos dos sujeitos (os sinais foram sincronizados pelo acelerômetro fixado na bola). O primeiro ponto foi referido como t1 e o segundo como t0. Cada janela no entorno desses dois pontos (t1 e t0) compreendeu um espaço de tempo de 200 ms (x_0-x_1): 150 ms antes de t1 até 50 ms após t1, sendo os APA adiantados (APAA)¹⁷; 150 ms antes de t0 até 50 ms após t0, referido como APA e 50 ms após t0 até 250 ms após t0, denominado APC. Tais \int EMG foram corrigidas pela \int EMG da linha de base, que foi calculada entre 500 e 400 ms antes de t1, conforme a Equação 1:

$$\int EMG = \int_{x_1}^{x_0} EMG = 2 \int_{500}^{400} EMG \quad \text{Equação 1}$$

Onde,

$\int_{x_1}^{x_0} EMG$: \int da EMG dentro do espaço de tempo determinado para os APAA, APA e APC, menos duas vezes a base da EMG registrada entre -500 e -400 ms em relação ao t1.

As \int EMGs foram normalizadas pela contração voluntária máxima (CVM) de cada músculo, que foi obtida durante uma contração de cinco segundos. Três segundos no meio do sinal de EMG (de um a quatro segundos de recolha de dados) foram integrados e divididos por 15, para obter uma janela de 200 ms para a integral CVM (\int CVM). A \int EMG para sujeito e

músculo individuais em cada uma das três condições experimentais foi dividida por sua integral correspondente da \int CVM.

O deslocamento do COP na direção anteroposterior foi calculado com a seguinte aproximação (Equação 2):

$$COP_x = - \frac{M_x + F_y * d}{F_z} \quad \text{Equação 2}$$

Onde,

M_x : momento no plano sagital;

F_y : componente anteroposterior das forças de reação do solo;

F_z : componente vertical das forças de reação do solo;

d : distância da origem da plataforma de força e a sua superfície.

O pico alcançado por COP na direção anteroposterior (pCOPx) após as perturbações também foi calculado e corrigido pela linha de base, determinada pela média do deslocamento registrado entre -500 e -400 ms em relação ao t1. Valores positivos e negativos indicam que o deslocamento do COP foi nas direções posterior e anterior (plano sagital), respectivamente.

Análise estatística

Análises de variância (ANOVA) de medidas repetidas, com o fator condição (estável e instável) e o fator janelas de tempo (APAA, APA e APC), foram usadas para comparar as médias das \int EMGs das 20 tentativas para cada músculo. Análises *post-hoc Least Significant Difference* (LSD) foram feitas para determinar as diferenças entre os pares de janelas de tempo. Após a diferença entre as

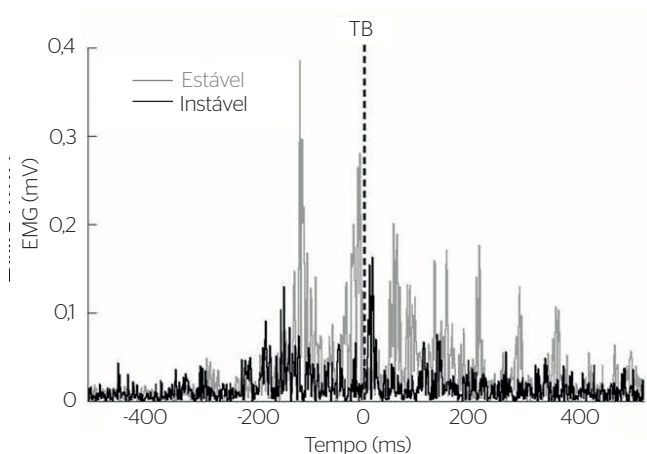
condições ter sido detectada, o teste *t post-hoc* foi realizado para determinar em qual janela de tempo essa diferença ocorreu. O pCOPx entre as duas condições foi analisado por meio do teste *t* de Student.

RESULTADOS

Músculo focal

A Figura 2 mostra os traços da atividade EMG para o músculo focal (TB) de um sujeito representativo nas condições estável e instável. O momento do impacto da bola contra a mão do sujeito é representado pelo ponto 0 (linha tracejada). Vale notar a atividade antecipatória (antes da linha tracejada) para as duas condições experimentais, sendo maior para a condição estável.

A ANOVA de medidas repetidas mostrou que houve diferença significativa para \int EMG do TB entre as condições estável e instável ($F_{1,12}=5,81$, $p=0,033$), como mostra a Figura 2. A análise *post-hoc* (teste *t*) mostrou que a diferença entre as condições para a \int EMG do músculo focal ocorreu somente na janela de tempo do APA, sendo menor em condição instável do que na estável ($p=0,012$). Diferenças significativas também foram encontradas entre as janelas de tempo do APAa, APA e APC ($F_{2,24}=10,33$, $p=0,001$). Houve interação estatisticamente significativa entre condição e janelas de tempo ($F_{2,24}=9,93$, $p=0,001$). Análise *post-hoc* (LSD) mostrou que a \int EMG do músculo focal na janela de tempo de APAa foi significativamente menor que as aquela de APA ($p=0,003$) e APC ($p=0,010$). As \int EMG



EMG: atividade eletromiográfica; TB: tríceps braquial

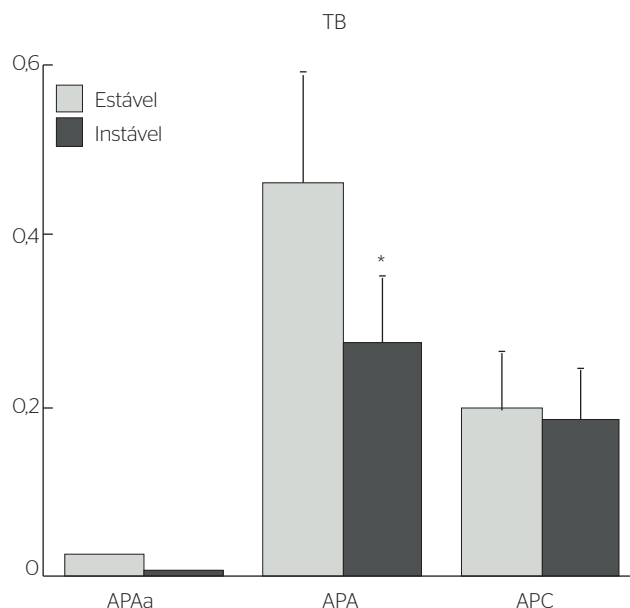
Figura 2. Traços da atividade eletromiográfica do tríceps braquial de um sujeito representativo nas condições estável e instável. O ponto 0 é o momento do impacto da bola contra a mão do sujeito (linha tracejada)

das janelas de APA e APC também foram significativamente diferentes, sendo aquelas dos APA maiores em relação às dos APC ($p=0,041$), como observado na Figura 3.

Atividade eletromiográfica dos músculos posturais

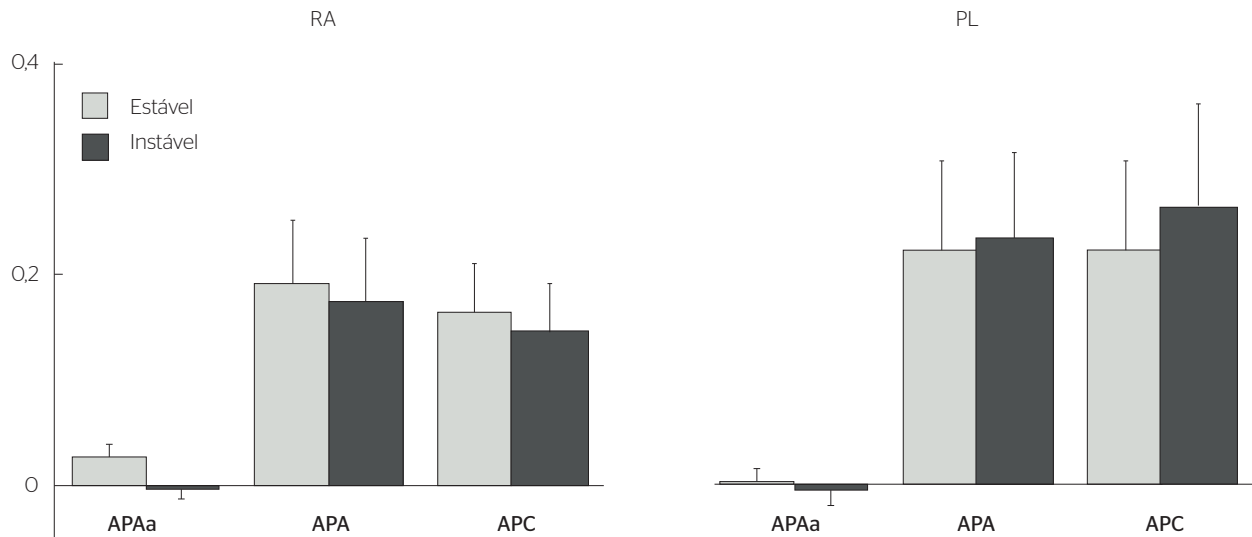
A \int EMG do músculo RA não foi estatisticamente significativa entre as condições ($F_{1,12}=0,62$, $p=0,449$), Figura 3. No entanto, houve diferença significativa entre as janelas de tempo (APAa, APA e APC – $F_{2,24}=9,81$, $p=0,001$). Análise *post-hoc* mostrou que os APAa foram significativamente menores em relação aos APA ($p=0,047$) e APC ($p=0,040$), também houve diferença significativa entre APA e APC ($p=0,020$), sendo os primeiros maiores que os últimos. Não houve interação significativa entre condição e janelas de tempo ($F_{2,24}=0,18$, $p=0,898$). Para esse músculo, nenhuma diferença, em alguma janela de tempo, entre as médias das três primeiras tentativas, três intermediárias e três finais, foi encontrada ($F_{2,24}=0,11$, $p=0,989$), como pode-se observar na Figura 4, no painel esquerdo.

Para a \int EMG do músculo PL, também não foi observada significância estatística entre as condições ($F_{1,12}=0,51$, $p=0,825$), Figura 3. Todavia, houve diferença significativa entre as janelas de tempo (APAa, APA



TB: tríceps braquial; APAa: ajuste postural antecipatório adiantado; APA: ajuste postural antecipatório; APC: ajuste postural compensatório

Figura 3. Atividade eletromiográfica (unidade arbitrária) do músculo focal tríceps braquial nas janelas de tempo de ajustes posturais antecipatório adiantado, antecipatório e compensatório em superfícies estável e instável, *denota diferença significativa entre as condições



RA: retoabdominal; PL: paravertebral lombar; APAA: ajuste postural antecipatório adiantado; APA: ajuste postural antecipatório; APC: ajuste postural compensatório

Figura 4. Atividade eletromiográfica (unidade arbitrária) dos músculos posturais do tronco: retoabdominal e paravertebral lombar nas janelas de tempo de ajustes posturais antecipatório adiantado, antecipatório e compensatório, nas superfícies estável e instável

e APC – $F_{2,24}=7,90$, $p=0,002$). Análise *post-hoc* mostrou que a janela de tempo dos APAA foi significativamente menor em relação à dos APA ($p=0,013$) e APC ($p=0,016$). Entretanto, não houve diferença significativa entre as janelas de tempo de APA e APC ($p=0,560$). Não houve interação significativa entre condição e janelas de tempo ($F_{2,24}=0,39$, $p=0,677$), como visto na Figura 4, painel direito.

Pico alcançado pelo centro de pressão corporal na direção anteroposterior

O pCOPx apresentou médias de $11,5 \pm 2,9$ cm, para a condição estável, e $12,6 \pm 4,4$ cm, para a instável (Figura 5). O teste *t* de Student mostrou que o pCOPx não apresentou diferença estatisticamente significativa entre as duas condições ($p=0,139$).

DISCUSSÃO

Observou-se neste estudo que, em situações de instabilidade postural, os APA do músculo focal (TB) diminuíram. Estudos anteriores demonstraram que essa redução pode ocorrer nos músculos posturais em condição de instabilidade, devido ao risco de não responder adequadamente ao potencial de equilíbrio que seria gerado pela perturbação⁹. No presente estudo, entretanto, essa diminuição foi observada somente para o músculo focal,

o que pode estar relacionado à condição experimental. Neste, os indivíduos tinham que manter a postura em condição instável, ao mesmo tempo em que pegavam a bola. Manter a postura em condição instável exige do SNC um maior controle dos músculos posturais⁷, podendo tirar o foco da tarefa de pegar uma bola e, desta forma, diminuir a atividade do músculo focal. Portanto, é possível que os indivíduos tenham dado preferência em manter a postura do que em agarrar a bola. Ao mesmo tempo, isso não afetou o desempenho, já que todos realizaram essa atividade com sucesso.

Pegar uma bola arremessada na direção anteroposterior resultou na coativação dos músculos RA e PL. Resultados similares foram obtidos mediante perturbação externa anteroposterior de parar um pêndulo em movimento com a mão⁶. Nesse último, os indivíduos ativaram antecipadamente os músculos posturais ventrais e inibiram os dorsais. Tal fato ocorre devido à perturbação anteroposterior provocar uma desestabilização postural para trás, de forma que o SNC ativa antecipadamente a musculatura postural ventral a fim de minimizar os efeitos desestabilizadores do distúrbio³. Contudo, no presente estudo, ocorreu uma coativação dos músculos do tronco (RA+PL). Uma possível explicação para tal diferença pode estar relacionada à especificidade da tarefa proposta, que, no estudo de Santos et al.³, os indivíduos deveriam apenas parar o pêndulo em movimento sem segurá-lo. No presente estudo, os sujeitos deveriam pegar a bola e sustentá-la nas mãos, o que pode ter exigido mais dos

músculos que estabilizam o tronco, fazendo-os se contrair simultaneamente.

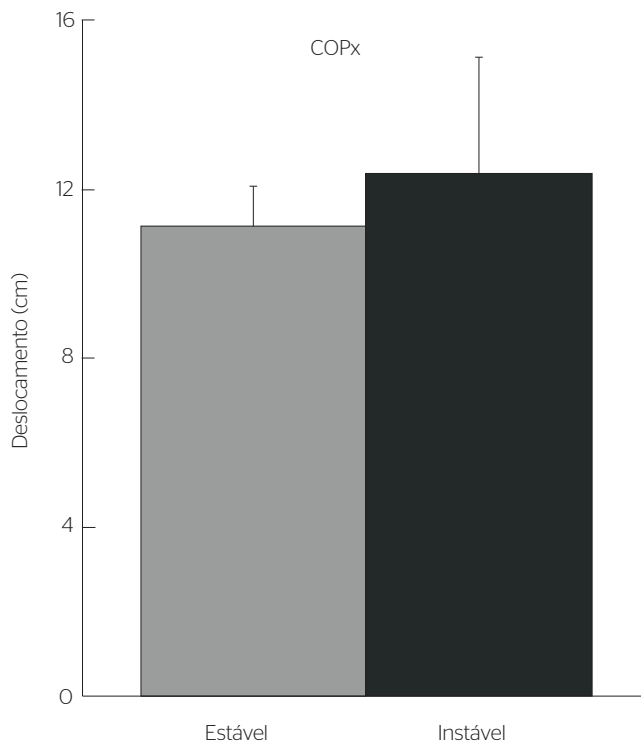
Durante a tarefa de pegar a bola, além dos APAs, observou-se uma ativação compensatória dos músculos posturais. Tais APCs foram mostrados, de maneira semelhante, em estudos que usaram perturbações anteroposteriores com um pêndulo em movimento³. Dessa forma, o SNC estima uma quantidade de ativação muscular necessária para contrabalancear o distúrbio provocado pela bola arremessada, isto é, durante os APAs, e depois corrige o distúrbio restante usando os APCs. Portanto, sugere-se que, durante a tarefa de pegar uma bola, a estratégia do SNC é programar uma resposta pelo mecanismo de *feedforward* e corrigi-la baseando-se no mecanismo de *feedback*.

Os indivíduos foram capazes de cumprir a tarefa mantendo a postura ortostática; o pico de deslocamento do COP foi na direção anterior, com magnitude similar entre as duas condições. Isso indica que os indivíduos tiveram um deslocamento dos segmentos corporais no sentido posterior depois de agarrar a bola, o que provavelmente serviu para amortecer o impacto da bola e, ao mesmo tempo, manter o equilíbrio postural¹⁸. Estudo semelhante encontrou diferenças entre as condições de estabilidade e instabilidade postural⁹, podendo ser justificado pela diferença de ativação dos músculos posturais entre as condições estáveis e instáveis mostradas pelo estudo. No presente estudo, não houve diferença significativa nas atividades antecipatória e compensatória dos músculos posturais estudados, conseqüentemente, o COP dos indivíduos deslocou de maneira similar nas duas condições experimentais.

Uma limitação deste estudo foi a pouca quantidade de músculos posturais investigados. Embora estudos anteriores tenham demonstrado uma grande participação dos músculos proximais (AB e PL) durante perturbações similares^{3,6}, é possível que a ativação de músculos mais distais, da coxa e da perna, apresentem mudanças em condições de instabilidade postural.

CONCLUSÕES

Baseando-se no resultado do presente estudo, o treino de equilíbrio associado à perturbação externa da postura sobre espuma pode não ser mais eficaz ou eficiente, quando se pretende alterar a atividade dos músculos posturais proximais, do que sobre uma superfície estável. Além disso, distúrbios de equilíbrio em superfície



COPx: centro de pressão corporal

Figura 5. Média do deslocamento do centro de pressão corporal dos indivíduos estudados nas condições estável e instável

instável podem corroborar para diminuição da ativação antecipatória do principal músculo efetor da tarefa. O número de repetições, em uma mesma sessão, parece não modificar as respostas posturais antecipatórias e compensatórias de indivíduos jovens ativos nesse tipo de atividade. É importante salientar que o presente estudo testou somente indivíduos jovens e saudáveis, portanto os resultados não devem ser extrapolados para população de pacientes com déficits de equilíbrio. Estudos adicionais devem ser realizados com essa população.

REFERÊNCIAS

1. Bouisset S, Zattara M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech*. 1987;20(8):735-42.
2. Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci*. 1985;8(1):135-72.
3. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(3):388-97.
4. Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol*. 1992;38(1):35-56.
5. Diener HC, Horak FB, Nashner LM. Influence of stimulus parameters on human postural responses. *J Neurophysiol*. 1988;59(6):1888-905.

6. Santos MJ, Aruin AS. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Exp Brain Res.* 2008;184(4):547-59.
7. Santos MJ, Aruin AS. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(3):532-41.
8. Asaka T, Wang Y, Fukushima J, Latash ML. Learning effects on muscle modes and multi-mode postural synergies. *Exp Brain Res.* 2008;184(3):323-38.
9. Aruin AS, Forrest WR, Latash ML. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and clinical neurophysiology.* 1998;109(4):350-9.
10. Shiratori T, Latash M. The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. *Clin Neurophysiol.* 2000;111(4):613-23.
11. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986;55(6):1369-81.
12. Ivanenko YP, Levik YS, Talis VL, Gurfinkel VS. Human equilibrium on unstable support: the importance of feet-support interaction. *Neurosci Lett.* 1997;235(3):109-12.
13. Kisner C, Colby LA. *Therapeutic exercise: foundations and techniques.* F.A. Davis; 2007. 928 p.
14. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5): 361-74.
15. Aruin AS, Latash ML. Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. *Electroencephalography and clinical neurophysiology.* 1996;101(6):497-503.
16. De Luca CJ, Gilmore LD, Kuznetsov M, Roy SH. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J Biomech.* 2010;43(8):1573-9.
17. Krishnan V, Aruin AS, Latash ML. Two stages and three components of the postural preparation to action. *Exp Brain Res.* 2011;212(1): 47-63.
18. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(3): 398-405.