



ConScientiae Saúde

ISSN: 1677-1028

conscientiaesaude@uninove.br

Universidade Nove de Julho

Brasil

Carvalho Santos, Eloá Cristhina; Claudino, Renato; dos Santos, Marcio José
Estratégias de ajustes posturais em indivíduos idosos diante do distúrbio de pegar uma bola

ConScientiae Saúde, vol. 12, núm. 1, 2013, pp. 70-81

Universidade Nove de Julho

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92926313008>

- ▶ Como citar este artigo
- ▶ Número completo
- ▶ Mais artigos
- ▶ Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe , Espanha e Portugal
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Estratégias de ajustes posturais em indivíduos idosos diante do distúrbio de pegar uma bola

Postural adjustment strategies in the elderly subjected to the disturbance of catching a ball

Eloá Cristina Carvalho Santos¹; Renato Claudino²; Marcio José dos Santos³

¹ Fisioterapeuta – Cefid/Udesc, Bolsista de Iniciação Científica ProbiC/CNPq. Florianópolis, SC – Brasil.

² Mestre em Ciências do Movimento Humano – Cefid/Udesc, Professor do curso de Fisioterapia – FESSC. Florianópolis, SC, – Brasil.

³ Orientador, Professor do Departamento de Fisioterapia – Cefid/Udesc. Florianópolis, SC – Brasil.

Endereço para correspondência

Marcio José dos Santos

6908 W. 52nd place apt. 1A

Zip code 66202 – Mission – KS [EUA]

marciojsantos@yahoo.com

Resumo

Introdução: Alterações relacionadas com o envelhecimento podem levar a importantes limitações na estabilidade postural em idosos, como déficits nas estratégias de ajuste postural antecipatório e compensatório. Entretanto, o conhecimento dessas estratégias nessa população durante perturbações posturais usadas comumente na prática clínica é escasso. **Objetivo:** Investigar os ajustes posturais em idosos durante perturbações externas da postura comparando-os a indivíduos jovens adultos. **Métodos:** Avaliou-se a estabilidade postural de 20 indivíduos (dez idosos e dez jovens) por meio da atividade eletromiográfica dos músculos posturais e do deslocamento do centro de pressão corporal, após os participantes receberem uma perturbação externa gerada pelo impacto de uma bola. **Resultados:** Os idosos mostraram maior atividade eletromiográfica e maior deslocamento do centro de pressão corporal. **Conclusão:** Apesar de os idosos apresentarem uma maior ativação muscular antecipatória do que os jovens, eles demonstraram maior instabilidade postural, o que pode estar relacionado à ineficiência em gerar sinergismos musculares apropriados.

Descritores: Equilíbrio postural; Eletromiografia; Idoso.

Abstract

Introduction: Age-related changes may cause important postural stability limitations in elderly individuals, such as deficits in anticipatory and compensatory postural adjustment strategies. However, knowledge of these strategies in these individuals when subjected to external postural perturbations commonly used in clinical settings is still unclear. **Objective:** To investigate the postural adjustments in elderly individuals subjected to external postural disturbances and compare them to those in young adults. **Methods:** The postural stability of twenty individuals (ten elderly and ten young individuals) subjected to the disturbance of a ball thrown by the experimenter was analyzed by measuring postural muscle EMG activity and the displacement of the body's center of pressure. **Results:** The elderly subjects exhibited greater electromyographic activity and displacement of the center of pressure. **Conclusion:** Although the elderly had higher anticipatory muscle activation than the younger subjects, they showed greater postural instability, which may be related to the inefficiency in generating appropriate muscle synergisms.

Key words: Electromyography; Elderly; Postural balance.

Introdução

Para o indivíduo manter o equilíbrio diante de uma perturbação da postura, seja ela interna (gerada por ele mesmo), ou externa (causada por forças ao redor dele), o sistema nervoso central (SNC) usa principalmente dois tipos de estratégias de ajuste postural, os ajustes antecipatórios e os compensatórios¹. Entende-se por ajuste postural antecipatório a resposta muscular que ocorre antes de uma perturbação², sendo seu papel principal minimizar as consequências negativas de uma perturbação postural prevista³. Os ajustes antecipatórios podem ser divididos em ajuste postural prévio (APP), que ocorre poucos centésimos de milissegundos (ms) antes de uma perturbação prevista e ajustes posturais antecipatórios (APA), que ocorre em torno de 100 ms antes desse tipo de perturbação⁴. Esses ajustes antecipatórios baseiam-se na experiência prévia e no aprendizado do indivíduo⁵. O outro tipo de ajuste postural é o compensatório (APC), o qual está associado à ativação muscular após a perturbação postural, minimizando o distúrbio provocado por ela. Este último é desencadeado em face de perturbações previstas ou não previstas³.

Estudos recentes têm mostrado que indivíduos jovens saudáveis pré-selecionam suas estratégias de ajustes posturais antes que a perturbação externa ocorra⁶. Dessa forma, esses indivíduos modificam suas respostas motoras com base na previsibilidade^{7,8}, na tarefa postural⁸ e nas características das perturbações^{9,10}. Por exemplo, durante perturbações no sentido anteroposterior, seja ela interna (elevação dos braços) ou externa (choque com um pêndulo em movimento), jovens saudáveis ativaram antecipadamente os músculos posturais ventrais e inibiram os músculos posturais dorsais¹⁰. Por outro lado, quando a perturbação foi no sentido céfalo-caudal (vinda de cima para baixo) houve uma ativação antecipada nos músculos posturais dorsais e uma inibição nos músculos posturais ventrais⁹. Assim, percebe-se que diferentes

padrões de ativação muscular (sinergias) podem variar em função da tarefa.

Com o avançar da idade, o corpo humano sofre diversas alterações morfológicas e funcionais que podem levar a instabilidades posturais¹¹. Estudos anteriores com idosos relatam que esses indivíduos apresentam maior oscilação quando de pé do que os jovens, e mais deslocamento quando ocorre uma perturbação postural¹². Esse maior deslocamento pode ser explicado por possíveis limitações no uso das estratégias de ajuste postural¹³. Nagai e Yamada et al.¹⁴ verificaram que o padrão de ativação muscular em idoso é maior quando se trata de estratégias de controle postural. Além disso, verificou-se que os idosos ativam a musculatura com maior frequência e mais precocemente do que os jovens quando em pé sobre uma plataforma oscilatória¹⁵. Alguns autores sugerem que este aumento na atividade muscular dos idosos se deve a fraqueza muscular, que poderia potencialmente prejudicar a habilidade que o indivíduo tem em corrigir o deslocamento do seu centro de pressão corporal^{14,15}.

Ao mesmo tempo em que se sabe que idosos usam maior ativação muscular diante das perturbações da postura com a utilização de plataformas móveis, ainda é desconhecido como eles respondem a perturbações posturais praticadas em outras formas de treinos de equilíbrio. A tarefa de pegar uma bola arremessada, por exemplo, é um tipo de distúrbio postural comumente utilizado na prática clínica durante treinos de equilíbrio¹⁶, com pacientes e idosos; entretanto, ainda são escassos os estudos que avaliam as estratégias de ajuste postural (APAs e APCs) mediante essas situações.

Dessa forma, o principal objetivo neste estudo é investigar as estratégias de ajustes posturais (APP, APA, APC) em idosos diante de perturbações externas da postura, como a de pegar uma bola arremessada pelo terapeuta. Baseado em estudos anteriores e na tarefa deste trabalho, a hipótese é que os indivíduos idosos apresentarão maiores ativações musculares do que os jovens adultos, isso porque os idosos



apresentam menores estabilidades posturais. Logo, com uma melhor compreensão dessas respostas posturais, será possível aprimorar os tratamentos fisioterapêuticos para essa população idosa, visando melhorar sua estabilidade postural.

Materiais e métodos

Sujeitos

Participaram deste estudo 20 indivíduos saudáveis, sendo dez idosos acima de 65 anos (quatro homens e seis mulheres), e dez jovens adultos com idade entre 18 e 40 anos (quatro homens e seis mulheres), estes últimos formaram o grupo controle (Tabela1).

Tabela 1: Características antropométricas e demográficas dos indivíduos estudados

	Idade média (em anos)	Massa corporal média (em quilogramas)	Altura média (em metros)
Idosos	69,3 ± 4,42	75,3 ± 12,82	1,59 ± 0,08
Jovens adultos	25,1 ± 5	55 ± 5	1,63 ± 0,05

Características dos grupos

Os sujeitos idosos foram recrutados no projeto de extensão do Grupo de Estudos da Terceira Idade do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte (CEFID) da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC). O grupo de jovens adultos envolveu alunos da mesma universidade. Os critérios de exclusão foram: histórico de problemas ortopédicos e reumáticos importantes, distúrbios neurológicos ou qualquer outra doença ou disfunção que pudesse impedir a execução da tarefa. Todos os indivíduos selecionados foram esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos realizados no trabalho e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, após o estudo ter sido aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Estadual de Santa Catarina – UDESC (protocolo172/2010).

Instrumentos

Uma plataforma de força (AMTI-OR 6-7, Watertown, EUA®), posicionada no chão foi utilizada a fim de registrar as forças e os momentos de reação do solo. A avaliação da atividade elétrica dos músculos foi realizada por meio de um eletromiôgrafo (EMG System do Brasil®, modelo 811C, São José dos Campos, SP, Brasil) com as seguintes especificações de aquisição do sinal: saída analógica, taxa de ganho de 2000, filtro passa banda de 23 a 500 Hz, taxa de rejeição de modo comum (CMRR) maior que 80 dB e amplificador diferencial para minimizar a presença de ruídos. O registro do momento das perturbações foi realizado por um acelerômetro (EMG System do Brasil®, modelo 811C, São José dos Campos, SP, Brasil) afixado sobre uma bola (*medicine ball*, 2 kg), responsável em provocar distúrbios posturais. Todos os sinais foram enviados a um computador através de um sistema de aquisição análogo-digital (PCI 6259, National Instruments®, Austin, EUA) com uma frequência de 1000 Hz e resolução de 16 bits, adquiridos por meio do software LabView SignalExpress 2010® (versão 4.0, marca National Instruments®, Austin, EUA).

Procedimentos

Nos indivíduos foram fixados eletrodos superficiais descartáveis (3M®, 223BRQ, Sumaré, SP, Brasil) confeccionados de cloreto de prata (Ag/AgCl), em formato circular de diâmetro de 10 mm. Os eletrodos foram fixados após a limpeza da pele com álcool 70% e tricotomização, quando necessário.

Os eletrodos foram dispostos no lado dominante do participante e afixados sobre o músculo focal tríceps braquial (TB), por ser o principal músculo efetor no movimento de pegar a bola; e sobre os músculos posturais: solear (SOL), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF), reto femural (RF), reto abdominal (RA) e eretor espinhal (ES), sendo esses descritos dessa maneira por manterem a estabilidade postural na posição em pé^{4,17}. A distância intereletrodos foi aproximadamente

2 cm e um eletrodo de referência foi disposto sobre a região do maléolo medial da tíbia. Todos os procedimentos acima foram realizados pelo mesmo experimentador de acordo com as normas do Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)¹⁸.

Com o propósito de coletar dados para normalização, os sujeitos realizaram contrações voluntárias máximas (CVM) dos músculos analisados nesta pesquisa. As CVMs foram obtidas por meio dos testes de força máxima nas posições descritas por Kendall et al.¹⁹ com um tempo de cinco segundos de contrações.

Os indivíduos foram colocados descalços e de pé sobre a plataforma de força, em seguida, receberam perturbações externas anteroposteriores da postura, desencadeadas por uma bola arremessada pelo mesmo experimentador, na altura do processo xifoide dos participantes. O experimentador manteve-se posicionado a uma distância correspondente à altura do participante. Todos 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 (Figura 1). É importante ressaltar que os participantes foram instruídos a não moverem os 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). É conhecido que os APAs dependem da magnitude da perturbação postural⁸, assim, os pequenos ajustes do cotovelo, punho e dedos antes do impacto da bola não seriam significativos o suficiente para desencadear um distúrbio postural (perturbação interna) e, desse modo, gerar APAs ou somar significativamente aos APAs gerados em função da expectativa do impacto da bola. Os participantes também foram orientados a manter a postura o mais estável possível após a perturbação. Antes do início da coleta, foram realizadas duas tentativas para familiarização. Durante todo o experimento, os indivíduos fizeram uso de um colete de segurança (modelo CG

700/75; Carbografite®) fixado através de cordas em um suporte no teto do laboratório.



Figura 1: Ilustração do experimento

Processamento de dados e variáveis do estudo

As variáveis das atividades EMGs e cinéticas foram registradas e armazenadas em um computador. Para os sinais analisados, utilizou-se o software em Matlab (The MathWorks®. versão R2010a, Natick, EUA). Os dois primeiros sinais abruptos do acelerômetro, o momento da saída da bola ($t-1$) e o momento de impacto desta nas mãos dos sujeitos ($t0$), ou seja, o distúrbio, foram determinados e usados para calcular as integrais eletromiográficas (ʃEMG) dos APAs e APCs. Os dados foram cortados 500 milissegundos (ms) antes de $t-1$. As ʃEMG dos ajustes posturais compreenderam uma janela de tempo de 200 ms ($x0$ - $x1$) cada: (1) 150 ms antes de $t-1$, até 50 ms após $t-1$, para o ajuste postural prévio (APP) ocorrido antes da saída da bola; (2) 150 ms antes de $t0$, até 50 ms após $t0$, para o APA antes do impacto da bola, e (3) entre 50 ms e 250 ms após $t0$, para o ajuste postural compensatório (APC) ocorrido logo após o impacto da bola (Figura 2). Tais ʃEMGs foram corrigidas pela ʃEMG da linha de base de cada músculo, que foi calculada entre -500 e -400 ms antes de $t-1$, conforme as equações a seguir:

$$\int EMG = \int_{x1}^{x0} EMG - 2 \int_{-500}^{-400} EMG$$

em que $\int_{x_1}^{x_0} EMG$ é a integral da EMG no do espaço de tempo determinado para as respostas antecipatórias (APP e APA) e compensatórias (APC), menos duas vezes a integral da linha de base da EMG. A janela de tempo APP foi inserida para melhor determinar o tempo dos ajustes antecipatórios. Estudos recentes que envolvem perturbações externas, como o impacto de um pêndulo em movimento, têm apontado ativação muscular antecipatória fora da janela típica de APA (100 ms antes do evento mecânico)⁴.

As $\int EMG$ s foram normalizadas pela CVM de cada músculo. A CVM foi tomada durante uma contração de cinco segundos. Três segundos no meio do sinal da atividade 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 cada sujeito e cada músculo individualmente, em cada uma das três condições experimentais, foi dividida por sua integral correspondente do $\int CVM$.

A fim de investigar os sinergismos entre os músculos posturais dorsais e ventrais durante as perturbações, as $\int EMG$ dos músculos ventrais (TA, RF e RA) e dorsais (SOL, BF e ES) foram somadas separadamente para as janelas de tempo APA e APC. Para as duas janelas, denominaram-se $\int EMG_V$ e $\int EMG_D$ para a somatória das integrais dos músculos ventrais e dorsais, respectivamente.

O deslocamento do COP na direção anteroposterior foi calculado de acordo com estudos de Santos, Kanekar e Aruin⁸ e Scariot et al.³⁰.

Análise estatística

Na análise estatística, utilizou-se o software SPSS® (Statistical Package for the Social Science para Windows, versão 15). Para descrever as características antropométricas e demográficas dos indivíduos (idade, massa corporal e altura), as médias e desvios-padrão foram computados em tabelas. Utilizou-se o teste de normalidade Shapiro-Wilk para determinar a distribuição normal dos dados.

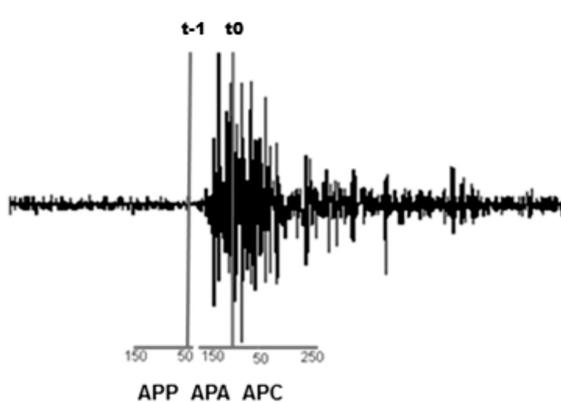


Figura 2: As $\int EMG$ do músculo focal tríceps braquial (TB) de um indivíduo. As linhas verticais marcam o momento em que a bola é arremessada ($t-1$) e o momento em que a bola é impactada nas mãos do sujeito ($t0$). As janelas de tempo em milissegundos (ms) foram: APP (ajuste postural prévio), APA (ajuste postural antecipatório) e APC (ajuste postural compensatório)

As integrais da eletromiografia ($\int EMG$) para cada músculo foram analisadas por meio de análises de variância (ANOVA) de modelos mistos (*mixed models*), com o fator grupo (idosos e jovens adultos) e fator janelas de tempo (APP, APA e APC). Análises *post hoc Least Significant Difference* (LSD) foram usadas para determinar as diferenças entre os pares de janelas de tempo. Ainda, se utilizou análises de variância (ANOVA) de medidas repetidas para comparar as $\int EMG_V$ e $\int EMG_D$ entre janelas de tempo e entre os grupos. A análise *post hoc* LSD foi efetuada para investigar a diferença entre os pares das atividades musculares ($\int EMG_V$ e $\int EMG_D$), para cada janela. Além disso, realizou-se o *effect size* ETA parcial ao quadrado (η^2), nos dados estatísticos, o qual já foi utilizado em outros artigos dessa linha de pesquisa, de acordo com Nunes et al.²¹. Conforme Cohen²³, os *effect sizes* são definidos como fraco, $\eta^2 = 0,01$ e $d=0,2$, mediano $\eta^2 = 0,06$ e $d=0,5$ e forte $\eta^2 = 0,14$ e $d=0,8$. O pCOPy entre as duas condições foi analisado por meio do teste “t” de Student. O nível de significância adotado foi $p<0,05$.

Resultados

Em relação à $\bar{\text{EMG}}$ do TB, não foi constatada diferença estatisticamente significante entre os grupos ($F=0,819$, $p=0,377$, $\eta^2=0,058$). Contudo, houve diferença significativa entre as janelas de tempo ($F=15,320$; $p<0,001$), sendo a $\bar{\text{EMG}}$ da janela APP significativamente menor que o da APA ($p<0,001$) e da APC ($p<0,001$) em ambos os grupos (Figura 3).

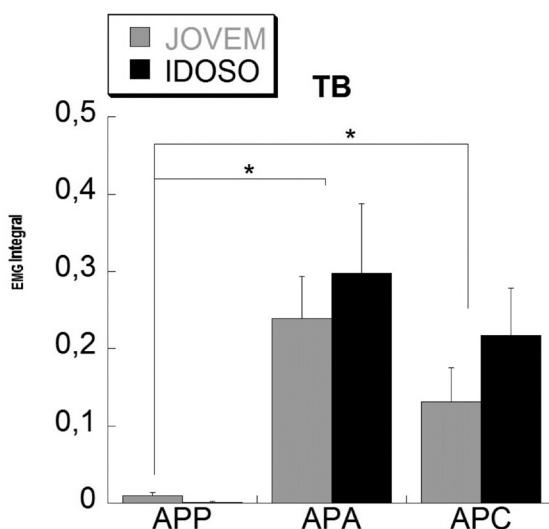


Figura 3: Média das $\bar{\text{EMG}}$ s do músculo tríceps braquial (TB) em EMG integral, nas janelas de tempo do ajuste postural antecipatório prévio (APP), ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural compensatório (APC). * indica diferenças significantes entre as janelas APA e APC em relação à APP, em ambos os grupos. As integrais da eletromiografia ($\bar{\text{EMG}}$) foram analisadas por meio de análises de variância ANOVA (mixed model)

As $\bar{\text{EMG}}$ s dos músculos BF e TA apresentaram diferença estatisticamente significante entre grupos ($F=4,821$, $p=0,041$, $\eta^2=0,07$; $F=5,397$, $p=0,032$, $\eta^2=0,11$, respectivamente). A magnitude da $\bar{\text{EMG}}$ do BF foi maior para os idosos em comparação aos jovens. Essa diferença foi determinada pela janela de tempo APA ($p=0,032$, $d=0,6$). Similarmente, a $\bar{\text{EMG}}$ do músculo TA foi maior para os idosos do que para os jovens, identificando-a nas duas janelas de tempo, APP

($p=0,032$, $d=0,6$) e APA ($p=0,044$, $d=0,72$). Para os músculos SOL ($F=0,250$, $p=0,623$), RF ($F=0,027$, $p=0,870$), RA ($F=0,968$, $p=0,338$) e ES ($F=3,432$, $p=0,080$) a $\bar{\text{EMG}}$ não foi estatisticamente significante entre os grupos.

A $\bar{\text{EMG}}$ dos músculos TA, RF, BF e ES apresentaram diferença significativa entre as janelas de tempo: TA ($F=5,670$, $p=0,007$, $\eta^2=0,076$), RF ($F=9,645$, $p=0,000$, $\eta^2=0,046$), BF ($F=7,780$, $p=0,002$, $\eta^2=0,056$) e ES ($F=5,085$, $p=0,011$, $\eta^2=0,06$). Identificou-se que a $\bar{\text{EMG}}$ da janela APP, para o músculo TA, foi menor do que APA, para os dois grupos (jovens adultos $p=0,022$; idosos $p=0,030$). A diferença da $\bar{\text{EMG}}$ de TA entre as janelas de tempo APP e APC aproximou-se da significância, tanto para os indivíduos jovens adultos ($p=0,050$, $d=0,9$) como para idosos ($p=0,060$, $d=0,96$).

A $\bar{\text{EMG}}$ do RF foi significantemente menor para a APP em comparação com a APA ($p=0,015$, $d=0,8$) e com APC ($p=0,016$, $d=0,8$) somente para os jovens adultos. Para os idosos a $\bar{\text{EMG}}$ do RF entre as janelas não foram diferentes.

A $\bar{\text{EMG}}$ do BF foi significantemente menor para APP em comparação com a APA, tanto em jovens adultos ($p=0,015$, $d=0,8$) como em idosos ($p=0,002$, $d=0,7$). Ainda, para a janela APP e APC houve significância apenas para os jovens adultos ($p=0,014$, $d=0,85$).

A $\bar{\text{EMG}}$ do ES foi significantemente menor para APP comparado a APA ($p=0,012$, $d=0,9$) e com a APC ($p=0,033$, $d=0,6$) apenas no idoso. Nos jovens adultos não houve nenhuma diferença significativa. Já os músculos RA e SOL não apresentaram diferença significativa entre as janelas de tempo ($F=1,573$, $p=0,221$, $\eta^2=0,02$; $F=0,276$, $p=0,761$, $\eta^2=0,015$, respectivamente) (Figura 4).

As $\bar{\text{EMG}}_V$ e $\bar{\text{EMG}}_D$ foram significantemente diferentes entre grupos, tanto para a janela de tempo APA ($F=6,47$, $p=0,020$, $\eta^2=0,076$) como para a janela de tempo APC ($F=6,47$, $p=0,020$, $\eta^2=0,089$). Identificou-se que a diferença entre grupos na janela APA foi determinada pelos músculos dorsais ($\bar{\text{EMG}}_D$) que tiveram maior ativação para os idosos do que para os jovens. Para a janela APC, as atividades dos músculos

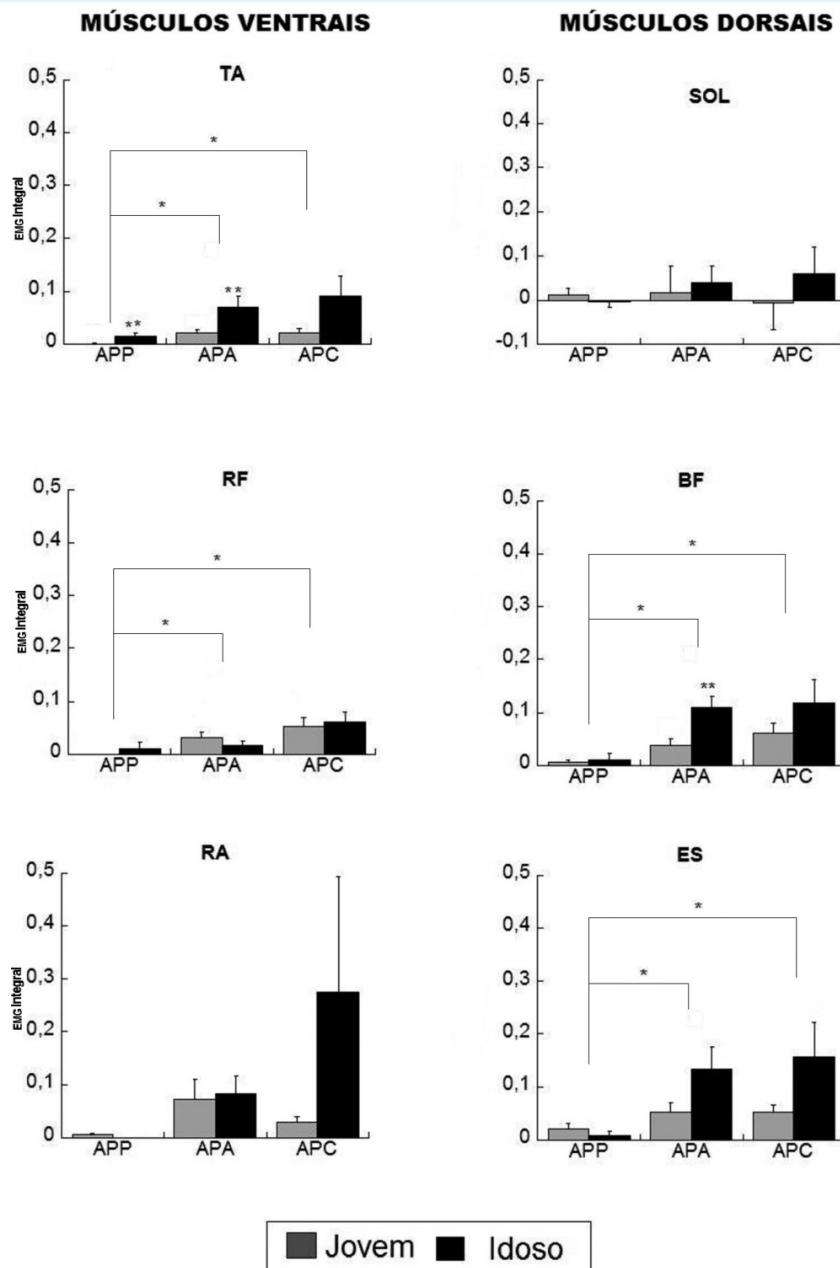


Figura 4: Média das \bar{f} EMGs dos músculos posturais: reto abdominal (RA), eretor espinhal (ES), reto femural (RF), bíceps femural (BF), tibial anterior (TA), solear (SOL) em EMG integral nas janelas de tempo APP, APA, APC, conforme citado na Figura 3. * indica diferenças significantes entre as janelas APA e/ou APC em relação à APP em ambos os grupos; ** indica significância entre grupos. As integrais da eletromiografia (\bar{f} EMG) foram analisadas por meio de análises de variância Anova (mixed model)

ventrais e dorsais também foram maiores para o grupo de idosos, e a \bar{f} EMG_V aproximou-se da significância ($p=0,050$, $d=0,4$), enquanto \bar{f} EMG_D foi significantemente maior para o grupo de idosos ($p=0,006$, $d=0,7$), conforme Figura 5.

O pico do deslocamento do centro de pressão corporal no sentido anteroposterior (pCO-Py) foi estatisticamente maior para os idosos do que para os jovens ($F=8,184$ e $p=0,010$), conforme Figura 6.

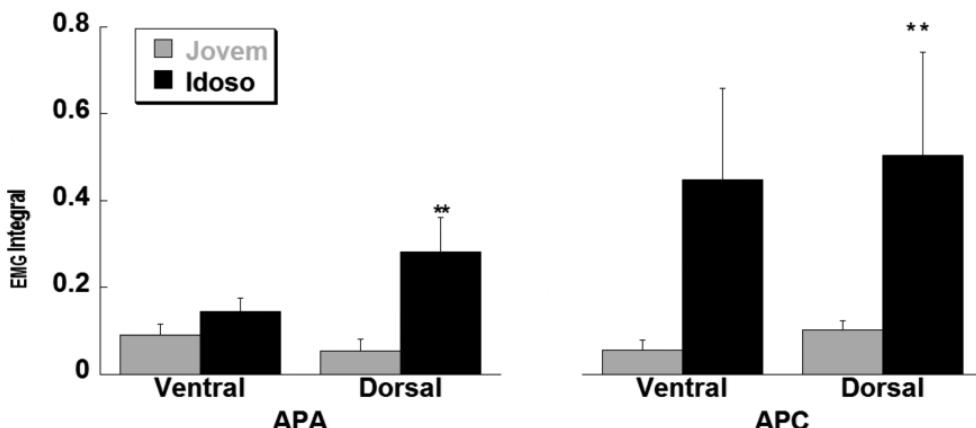


Figura 5: Somatória das JEMGs dos músculos ventrais (JEMGv) e dos músculos dorsais (JEMGd), em EMG integral, dos indivíduos jovens e idosos nas janelas de tempo APA e APC. ** indica a diferença entre grupos. As integrais da eletromiografia (JEMG) foram analisadas por meio de análises de variância Anova de medidas repetidas.

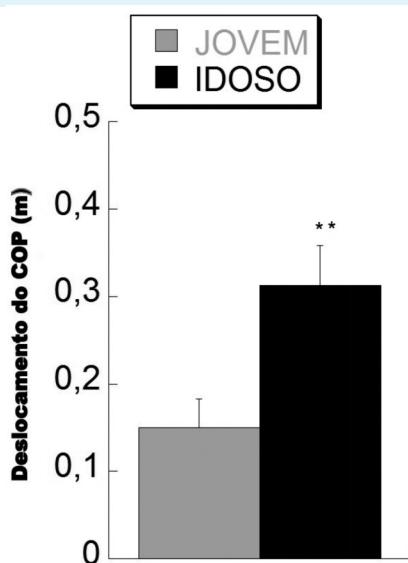


Figura 6: Pico do deslocamento do Centro Pressão Corporal (pCOPy) para os indivíduos jovens e idosos, (m) corresponde a metros. ** indica diferença estatística entre os grupos, analisado pelo teste "t" de Student

Discussão

Neste estudo, objetivou-se analisar as estratégias de ajustes posturais em indivíduos idosos diante de perturbações externas da postura. Para tanto, analisaram-se a atividade EMG

dos músculos posturais e o COP de idosos e de jovens adultos durante a tarefa de pegar uma bola arremessada. A escolha desses indivíduos se deu pelo fato de que idosos apresentam déficits de controle postural e, consequentemente, correm grande risco de quedas¹¹; e quanto aos jovens, estes serviram como grupo controle. A determinação da tarefa, pegar uma bola arremessada, foi baseada em treinamentos e/ou tratamentos para equilíbrio que são comumente realizados nas clínicas e ambulatórios de fisioterapia¹⁶. Observou-se que os idosos apresentaram atividade EMG maior que os jovens, assim como aumento do deslocamento do COP.

Para o músculo TA, observou-se que, antes de sair à bola (APP), não houve ativação antecipatória tanto para os jovens como para os idosos. Entretanto, antes do impacto da bola (APA), os idosos apresentaram uma atividade muscular significantemente maior que o jovem. Além disso, também mostraram uma antecipação estatisticamente maior para o músculo BF, antes do impacto da bola (APA), em comparação com os jovens. Em paralelo com estes resultados estão vários estudos que mostraram um aumento da ativação muscular em idosos^{12, 21}. Por exemplo, observou-se no estudo de Laughton¹² que idosos apresentaram maior ativação muscular quando solicitados a permanecerem por 30 segundos na posição em pé.

Podem existir varias razões que culminam nas modificações nas respostas dos idosos, e uma delas é a mudança na preparação para a resposta motora. Neste caso, o medo da queda, a falta de confiança na força muscular e na capacidade de controlar o equilíbrio podem ter aumentado os níveis de ansiedade nos idosos, o que fez com que eles tivessem uma resposta exacerbada devido às perturbações externas provocadas neste trabalho. Estudos prévios mostraram que a ameaça ao equilíbrio aumentou os níveis de ansiedade nos idosos durante a caminhada, resultando em uma diminuição na velocidade da marcha e em uma alta atividade muscular²¹. Além disso, outros trabalhos mostram que durante o desempenho motor, o idoso tem menos excitabilidade dos circuitos inibitórios intracorticais²², maior atividade em certas áreas do cérebro – incluindo o córtex motor primário –, e mudanças no sistema nervoso periférico, como a diminuição das aferências dos mecanorreceptores plantares e dos disparos dos fusos musculares. Todas essas alterações podem resultar em uma inabilidade de ajustar a atividade muscular em um nível apropriado para responder as perturbações posturais.

As APAs e APCs foram as janelas de tempo, preferencialmente, utilizadas neste estudo para contrabalancear os distúrbios posturais. As APAs são usadas para minimizar as consequências negativas de uma perturbação postural previsível⁵; e as APCs, para recuperar a estabilidade após a perturbação, minimizando o distúrbio provocado por ela^{3,8}. Isso ocorre devido à imperfeição dos ajustes posturais antecipatórios, os quais exigem correções posturais posteriores²⁴. Desta forma, neste estudo, sugere-se que durante a tarefa de pegar uma bola, a estratégia do SNC é programar uma resposta *feedforward* (APA), imediatamente antes do distúrbio (impacto da bola), e corrigir com uma resposta baseada no *feedback*, logo após que o distúrbio foi percebido. Tal estratégia foi proposta em estudos anteriores, com indivíduos jovens saudáveis, durante perturbações anteroposteriores da postura geradas por um pêndulo em movimento⁷.

Pode-se observar que a ativação da musculatura na janela APP (antes da saída da bola) foi muito baixa comparada a APA (antes do impacto da bola) em todos os músculos, mostrando, dessa maneira, que a ativação muscular é preponderante antes do impacto da bola e não quando essa é arremessada pelo experimentador. Portanto, para perturbações externas, como pegar uma bola arremessada^{9,25}, ou internas, como elevar o braço o mais rápido possível¹⁰, o SNC responde da mesma forma, gerando uma maior ativação dos músculos posturais poucos milissegundos antes do início da perturbação. Para este estudo, entretanto, algumas exceções foram verificadas, como, por exemplo, as janelas de tempo das *EMGs* do músculo RF não foram significativamente diferentes para a população idosa estudada. Isso demonstra que os idosos ativaram esse músculo de maneira similar para todas as janelas de tempo (Figura 4). Tal estratégia de ativação pode representar a dificuldade que eles têm em coordenar os ajustes antecipatórios e compensatórios com a mesma precisão dos jovens^{13,12}.

Neste estudo, ainda se verificou que a atividade EMG do músculo focal (TB), ou seja, o músculo responsável por se opor a força antero-posterior exercida pela bola foi maior durante a janela de tempo APA. Esse resultado sugere que ambos os grupos ativaram o TB de forma pronunciada antes do impacto, a fim de suprimi-lo e, após esse, reduziram sua ativação ao ponto de manter somente a ativação necessária para segurar a bola enquanto mantinham a postura (Figura 3). Similar ativação na janela de tempo APA do músculo focal também foi observada em estudos que usaram o impacto de uma carga contra as mãos dos indivíduos^{9,25}. Os resultados desse e de outros estudos que usam distúrbios posturais de impacto contra o membro superior dos indivíduos sugerem que a perturbação nos músculos focais é maior, possivelmente por causa das diferentes propriedades inerciais do braço e de todo o corpo durante a aceitação do impacto, sendo o primeiro bem maior por manter o braço na posição de recepção da carga^{7-9,25}.

O SNC utiliza os APAs e APCs para manter o equilíbrio postural. Como já é de conhecimento, estes ajustes posturais envolvem o deslocamento do centro de massa e do COP^{3,8}. Neste trabalho, analisou-se o pico de deslocamento do COP na direção anteroposterior após o impacto da bola. Esta medida pode ser traduzida como a estabilidade da postura que os indivíduos deste estudo tiveram depois do distúrbio postural, ou seja, menor deslocamento, maior estabilidade postural¹⁵. Foi observado que o pCOPy foi estatisticamente maior nos idosos do que nos jovens, o que significa que os indivíduos idosos tiveram uma maior instabilidade postural do que os jovens (Figura 6). Isso também foi visto em estudos prévios que observaram que os idosos oscilam mais quando na posição ortostática do que os jovens. Além disso, o deslocamento deles é maior frente a perturbações da postura^{12,26}. Interessante é que mesmo tendo uma ativação muscular maior, os participantes idosos tiveram mais instabilidade postural depois do impacto. Uma das explicações pode ser devido ao fato de que, mesmo tendo uma ativação muscular maior, o idoso, não obrigatoriamente, desenvolve torques necessários para contrabalancear as perturbações²⁷.

Neste estudo, ambos os grupos de indivíduos usaram a coativação dos músculos ventrais e dorsais na tarefa de pegar uma bola arremessada na direção anteroposterior. Diferentemente deste trabalho, Santos et al.^{7,8} demonstraram que indivíduos jovens ativam antecipadamente (APA) os músculos posturais ventrais e inibem os músculos posturais dorsais ao receber similar perturbação, isto é, uma perturbação anteroposterior gerada por um pêndulo em movimento. A diferença entre o estudo aqui apresentado e os estudos dos autores mencionados acima pode estar ligada as diferentes características das perturbações^{9,10}. Os sujeitos neste trabalho tinham de segurar e manter a bola arremessada, ao mesmo tempo que controlavam a postura. Já nos estudos desses pesquisadores referidos, os voluntários necessitavam somente parar o pêndulo em movimento, sem segurá-lo, e controlar a postura. Talvez, a tarefa de manter a bola, isto

é, a carga nas mãos requereu mais dos músculos que controlam a postura, fazendo com que o SNC optasse pela coativação muscular.

Apesar de os dois grupos, neste estudo, usarem a coativação muscular entre os músculos posturais ventrais e dorsais ($\int\text{EMG}_V$ e $\int\text{EMG}_D$), os indivíduos idosos tiveram uma maior ativação muscular dorsal durante as APAs, como também maior ativação ventral e dorsal nas APCs em relação aos jovens (Figura 5). Esse padrão de ativação dos idosos pode ter facilitado o deslocamento do corpo no sentido posterior (sentido do impacto), o que aumentou a instabilidade postural observada com o maior deslocamento do pCOPy em idosos (Figura 6). Portanto, apesar de uma maior atividade muscular antecipatória (APA) e compensatória (APC), essas não foram suficientes para promover uma melhor estabilidade postural. Foi observado em vários estudos envolvendo jovens saudáveis que o SNC estima precisamente uma perturbação que é previsível e usa uma ativação sinérgica antecipatória dos músculos posturais, a fim de oferecer uma melhor estabilização da postura após a perturbação^{17,28}. Neste estudo, contudo, verificou-se que embora os idosos tenham maior ativação antecipatória da musculatura, eles usam um sinergismo inadequado interferindo, de forma negativa, na estabilidade postural depois do impacto. Isso destaca a importância de uma adequada sinergia muscular ao responder a perturbações da postura^{29,30}. Futuros estudos devem aprofundar as investigações dos sinergismos musculares em indivíduos idosos durante distúrbios externos a fim de elucidar melhor as causas dos déficits posturais nesta população.

Uma das limitações para a execução deste trabalho foram a disponibilidade por parte de alguns sujeitos em participar da pesquisa. Adicionalmente, houve também dificuldade em padronizar a normalização dos sinais de eletromiografia, pois na literatura ainda existem certas divergências de normalização. Além disso, a escassez de estudos na área abre uma lacuna no conhecimento para que novos estudos possam ser realizados.

Conclusão

A partir deste estudo, percebeu-se que mesmo os indivíduos idosos apresentando uma maior ativação muscular antecipatória (APA) do que os jovens, aqueles demonstraram uma maior instabilidade postural. Desta forma, sugere-se que a atividade aumentada dos músculos dorsais (APA) pode ter sido um fator para aumentar o deslocamento do COP após a perturbação nos idosos. Portanto, a maior instabilidade postural na população idosa diante das perturbações externas pode estar relacionada à deficiência em gerar sinergismos musculares apropriados e/ou torques articulares necessários para manter a estabilidade postural após o distúrbio da postura.

Verificou-se que a tarefa de pegar uma bola gera um padrão sinérgico de coativação entre os músculos posturais ventrais e dorsais. Ainda, observou-se que, em ambos os grupos, a maior atividade muscular encontrada ocorreu antes do impacto da bola (APA) em todos os músculos, mostrando que o SNC usa uma maior ativação da musculatura poucos milissegundos antes da perturbação, e logo após esta, na tarefa de pegar uma bola arremessada.

Referências

1. Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture*. 2002 Aug;16(1):1-14.
2. Bouisset S, Zattara M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech*. 1987 Jan;20(8):735-42.
3. Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *J Behav Brain Sci*. 1985 Feb;8(1):135.
4. Krishnan V, Aruin AS, Latash ML. Two stages and three components of the postural preparation to action. *Exp Brain Res [Internet]*. 2011 Jul [acesso em 2012 Jul 16];212(1):47-63. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21537967>
5. Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy [Internet]*. 1997 May [acesso em 2010 Oct 11];77(5):517-33. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9149762>
6. Rogers MW, Hedman LD, Johnson ME, Martinez KM, Mille M-L. Triggering of protective stepping for the control of human balance: age and contextual dependence. *Brain Res Cogn Brain Res [Internet]*. 2003 Apr [acesso em 2012 Jul 25];16(2):192-8. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12668227>
7. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol [Internet]*. 2010 Jun [acesso em 2010 Oct 11];20(3):388-97. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19660966>
8. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol [Internet]*. 2010 Jun [acesso em 2010 Oct 11]; 20(3):398-405. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/article/2859839>
9. Shiratori T, Latash ML. Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clin Neurophysiol*. 2001 Jul;112(7):1250-65.
10. Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res [Internet]*. 1995 Jan [acesso em 2012 Jul 25];103(2):323-32. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7789439>
11. Clifford AM, Holder-Powell H. Postural control in healthy individuals. *Clin Biomech (Bristol, Avon) [Internet]*. 2010 Jul [acesso em 2010 Oct 11];25(6):546-51. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20462678>
12. Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, et al. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait Posture*. 2003 Oct;18(2):101-8.
13. Woollacott MH, Manchester DL. Anticipatory postural adjustments in older adults: are changes in response characteristics due to changes in strategy? *J Gerontol*. 1993 Mar;48(2):M64-70.

14. Nagai K, Yamada M, Uemura K, Yamada Y, Ichihashi N, Tsuboyama T. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Arch Gerontol Geriatr* [Internet]. 2011 Feb [acesso em 2011 Feb 23]:1-6. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21310498>
15. Bugnariu N, Sveistrup H. Age-related changes in postural responses to externally- and self-triggered continuous perturbations. *Arch Gerontol Geriatr*. 2006;42(1):73-89.
16. Kisner C, Colby, A L. Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas. 5^a ed. São Paulo: Manole; 2009.
17. Santos MJ, Aruin AS. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Exp Brain Res*. 2008 Mar;184(4):547-59.
18. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000 Oct;10(5):361-74.
19. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Muscles, testing and function: with posture and pain. 4th ed. Baltimore: Williams Wilkins; 1993.
20. Brown LA, Gage WH, Polych MA, Sleik RJ, Winder TR. Central set influences on gait. Age-dependent effects of postural threat. *Exp Brain Res* [Internet]. 2002 Aug [acesso em 2012 Jul 25];145(3):286-96. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12136378>
21. Nunes PM, de Oliveira DG, Aruin AS, dos Santos MJ. Relationship between hand function and grip force control in women with hand osteoarthritis. *J Rehabil Res Dev*. 2012;49 (6):855-66.
22. Peinemann A, Lehner C, Conrad B, Siebner HR. Age-related decrease in paired-pulse intracortical inhibition in the human primary motor cortex. *Neuroscience letters* [Internet]. 2001 Nov 2 [acesso em 2012 Jul 25];313(1-2):33-6. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11684333>
23. Cohen, J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd ed. Hillsdale, NJ: L. Erlbaum Associates; 1988.
24. Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol*. 1992 Jan;38(1):35-56.
25. Lacquaniti F, Maioli C. The role of preparation in tuning anticipatory and reflex responses during catching. *J Neurosci* [Internet]. 1989 Jan [acesso em 2012 Jul 19];9(1):134-48. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2913200>
26. Hu MH, Woollacott MH. Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. *J Gerontol*. 1994 Mar;49(2):M52-61.
27. Billot M, Simoneau EM, Van Hoecke J, Martin A. Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. *Eur J Appl Physiol* [Internet]. 2010 Jul [acesso em 2012 Jul 25];109(4):669-80. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20213469>
28. Latash ML. Stages in learning motor synergies: a view based on the equilibrium-point hypothesis. *Human movement science* [Internet]. 2010 Oct [acesso em 2012 Jul 25];29(5):642-54. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2891849&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
29. Freitas SMSF, Duarte M, Latash ML. Two kinematic synergies in voluntary whole-body movements during standing. *J Neurophysiol* [Internet]. 2006 Feb [acesso em 2012 Jul 25];95(2):636-45. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16267118>
30. Scariot V, Cláudio R, Santos EC, Rios JL, Santos MJ. Ajustes posturais antecipatórios e compensatórios ao pegar uma bola em condição de estabilidade e instabilidade postural. *Fisioter Pesqui*. 2012;19(3):228-35.