

**ARTIGO ORIGINAL**

# Análise das estratégias de ajustes posturais do glúteo médio na presença de perturbações em idosos e jovens

## *Analysis of postural adjustment strategies of the gluteus medius in the presence of disturbances in the elderly and the young*

Renato Claudino<sup>1</sup>, Renata Roecker<sup>2</sup>, Alexandre Kretze e Castro de Azevedo<sup>3</sup>, Jackson da Silva Gullo<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Professor do Curso de Fisioterapia - Centro Universitário Estácio de Santa Catarina.

<sup>2</sup>Graduada em Fisioterapia no Centro Universitário Estácio de Santa Catarina.

<sup>3</sup>Graduado em Fisioterapia Universidade do Estado de Santa Catarina-UCESC.

<sup>4</sup>Professor e Coordenador do Curso de Fisioterapia do Centro Universitário Estácio de Santa Catarina.

### Resumo

**Introdução:** O processo de envelhecimento traz consigo, alterações morfológicas e funcionais, tais como déficits no uso das estratégias de ajustes posturais, denominadas como ajustes posturais antecipatórios e ajustes posturais compensatórios. Estas são consideradas como a capacidade de um indivíduo em responder com eficácia a uma provável perda de equilíbrio. Embora, as dificuldades no equilíbrio em idosos sejam conhecidas, estudos sobre as estratégias de ajuste postural do músculo glúteo médio perante as perturbações externas nessa população ainda são escassos. **Objetivo:** Identificar as estratégias de ajustes posturais antecipatórios e compensatórios do músculo glúteo médio em idosos praticantes de atividade física em relação ao grupo de jovens do Grupo Controle (GC). **Casística e Métodos:** Amostra composta por 40 indivíduos, divididos em dois grupos, 20 idosos praticantes de atividade física (IPF) e 20 jovens do GC, que receberam perturbações externas laterais da postura, pelo impacto de um pêndulo no ombro direito na posição em pé, nas condições previstas e não previstas. As atividades eletromiográficas dos músculos estabilizadores da postura como glúteo médio, foram registradas e integradas (JEMG) nos intervalos de tempo típicos para as estratégias de ajustes posturais. **Resultados:** O grupo de idosos praticantes de atividade física apresentou maior magnitude de ativação JEMG em todos os intervalos de tempo de ajustes posturais antecipatórios e ajustes posturais compensatórios e especialmente para os intervalos de tempo dos ajustes posturais compensatórios em ambas as condições em comparação ao grupo controle. **Conclusão:** Idosos praticantes de atividades físicas exibiram magnitudes das integrais na atividade eletromiográfica para o músculo glúteo médio durante intervalos de tempos ajustes posturais compensatórios na condição prevista. Portanto, investigações e programas de treinamento/tratamento específicos devem ser desenvolvidos e sistematizados.

**Descritores:** Postura; Idoso; Envelhecimento; Atividade Motora.

### Abstract

**Introduction:** The aging process comes along with morphological and functional alterations such as deficits using postural adjustment strategies denominated anticipatory postural adjustments and compensatory postural adjustments. These strategies are considered as the individual's ability to respond effectively to a balance loss probability. Although, elderly people have well-known balance disorders, the study about postural adjustment strategies of the gluteus medius in the presence of disturbances in external posture in this population needs further researches. **Objective:** To identify strategies of anticipatory postural adjustments and compensatory postural adjustments of the gluteus medius in elderly people engaged in physical activity (IPF) in relation to young people of Control Group (CG). **Patients and Methods:** The study sample was composed of 40 subjects divided into two groups: 20 elderly people (IPF) and 20 young people (GC) engaged in physical activities. These two groups received external lateral disturbances on posture by an impact of an aluminum pendulum on the individual's right shoulder in a standing position at predictable and unpredictable conditions. The electromyography activities of the postural stabilizer muscles such as the gluteus medius were recorded and integrated (JEMG) in typical time intervals for postural adjustment strategies. **Results:** The elderly group engaged in physical activities (IPF) showed higher activation magnitude (JEMG) at all anticipatory postural adjustments and compensatory postural adjustment's time intervals, especially for the compensatory postural adjustment's time intervals in both conditions compared with the control group. **Conclusion:** Elderly people engaged in physical activity showed magnitudes of the integrals of the electromyography activity of the gluteus medius over compensatory postural adjustment's time intervals in predictable conditions. Therefore, researches on specific training/treatment programs must be developed and systematized.

**Descriptors:** Posture; Aged; Aging; Motor Activity.

Recebido em 11/04/2015

Aceito em 14/05/2015

Não há conflito de interesse

## Introdução

Com o avanço da tecnologia, medicamentos, melhorias nas condições sanitárias e de saúde em geral, repercutiram no processo de envelhecimento da população brasileira<sup>(1-2)</sup>. Desta forma o envelhecimento dinâmico, universal e progressivo promove alterações morfológicas e funcionais que podem comprometer as atividades motoras como, por exemplo, a postura bípede e o equilíbrio dinâmico. Para estas exigências há a necessidade de um adequado controle da postura e dos movimentos para contrabalancear instabilidades posturais e do equilíbrio<sup>(3-4)</sup>. A habilidade na manutenção da postura, em virtude das perturbações geradas pelas atividades motoras, requer que a Parte Central do Sistema Nervoso (PCSN) utilize dois tipos de ajustes posturais: Ajustes Posturais Antecipatórios (APAs) e os Ajustes Posturais Compensatórios (APCs)<sup>(5-6)</sup>. O primeiro mecanismo, gerado por *feedforward*, se revela por meio de pequenos ajustes posturais e atividade muscular em torno de 100 ms antes da ocorrência de uma perturbação, sendo determinado pela aprendizagem do indivíduo visto em atividade eletromiográfica (EMG). O seu papel fundamental é minimizar um provável desequilíbrio ocasionado por uma perturbação postural previsível<sup>(5)</sup>. O segundo mecanismo, desencadeado por feedback, se revela por meio da ativação muscular e estratégias de oscilação que sucedem posteriormente à perturbação postural, minimizando o distúrbio provocado por ela. Essa estratégia é desencadeada tendo em vista as perturbações previsíveis e não previsíveis<sup>(7)</sup>.

A incapacidade dos idosos em manter o equilíbrio e a postura ocasionada por déficits nas atividades motoras está associada à inabilidade no uso eficaz das estratégias de ajustes posturais, que são importantes, pois simulam a capacidade da PCSN em responder as atividades motoras por meio de ajustes (contrações musculares), às perturbações geradas na postura, sejam elas internas (gerada por ele mesmo), ou externas (causada por forças ao redor dele)<sup>(8-10)</sup>.

Essa inter-relação gerando perturbações externas da postura por meio de um pêndulo em movimento foi estudada no sentido anteroposterior<sup>(11-12)</sup>, como também no sentido mediolateral durante condições previstas e não previstas<sup>(13)</sup>. Desta forma, têm se demonstrado que idosos mesmo diante dos distúrbios provocados na postura, apresentaram dificuldades em responder e usar adequadamente as estratégias de ajustes posturais<sup>(4-11)</sup>. Dentro desta característica, o músculo glúteo médio é considerado como o principal músculo estabilizador da pelve na postura bípede<sup>(14)</sup>. Em um estudo prévio, no qual se avaliou as APAs e APCs dos músculos posturais em idosos saudáveis e jovens no sentido mediolateral, foi demonstrado atrasos no tempo de ativação sinérgica durante os APAs e aumento abrupto na amplitude das integrais EMG ( $\int$ EMG) para as APCs, em idosos nos músculos posturais (paravertebrais, músculos do quadril, principalmente o músculo estabilizador primário (glúteo médio) e membros inferiores)<sup>(13)</sup>. Além disso, idosos também apresentam deficiências em gerar ajustes posturais apropriados ( $\int$ EMG) dos músculos do tronco e dos membros inferiores em atividade dinâmicas, tais como tarefas de segurar objetos quando lançados em sua direção<sup>(15)</sup>.

Desta forma a prática regular de atividade física para a manu-

tenção da funcionalidade<sup>(16)</sup> e treinamento de exercícios<sup>(17)</sup>, em idosos, otimizam habilidades referentes ao equilíbrio e estabilidade postural. Isto pode estar relacionado com uma resposta adequada aos ajustes posturais em virtude das situações que ameaçam a postura nesses idosos como, por exemplo, quando comparados ao tempo de prática durante atividade física regular, mediante as perturbações internas de elevação rápida dos braços no sentido anteroposterior<sup>(8)</sup>, visto que são escassos estudos que demonstrem a ação do músculo glúteo médio quando perturbado de forma externa. Este estudo tem como objetivo identificar os (APAs) e os (APCs) do músculo glúteo médio em indivíduos idosos praticantes de atividade física (IPF), durante perturbações externas da postura sob as condições não previstas e previstas em relação ao grupo controle (GC).

## Casuística e Métodos

Pesquisa de delineamento quase experimental e transversal. Total de 40 indivíduos, de ambos os sexos recrutados para esta pesquisa, foram divididos em dois grupos. O grupo denominado IPF foi composto por 20 idosos com idades entre 66 e 78 anos e recrutado do projeto de extensão do Grupo de Estudos da Terceira Idade (GETI) e o outro grupo controle (GC), composto de 20 indivíduos jovens entre 18 a 27 anos, todos, recrutados do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte - CEFID da Universidade do Estado de Santa Catarina-UDESC. 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 e apresentassem ponto de corte no Questionário internacional de atividade física (IPAQ) (domínio 4) de no mínimo de 100 min/semanais<sup>(18)</sup>. 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).

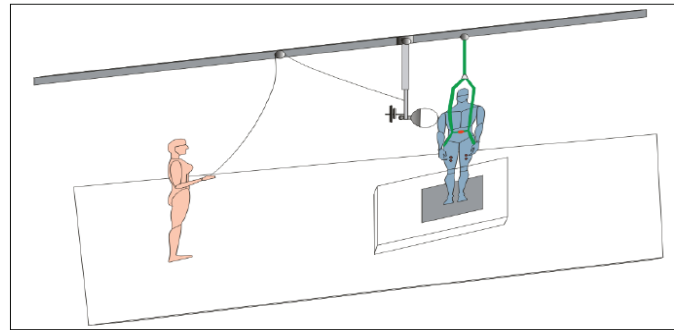
As atividades elétricas dos músculos foram coletadas pelo Sistema de aquisição do sinal eletromiográfico por meio do aparelho de eletromiografia (EMG SYSTEM DO BRASIL®, modelo 811C, São José dos Campos - SP, Brasil) com as seguintes especificações de aquisição do sinal: frequência de 2000 Hz, filtro interno *pass-band* entre 23 a 500Hz, Taxa de Rejeição de Modo Comum (TRMC) maior que 80 dB. Para a aquisição dos sinais eletromiográficos utilizaram-se eletrodos cardiológicos adultos superficiais descartáveis (3M®, modelo 223BRQ, Sumaré-SP, Brasil). Confeccionados em prata (Ag/AgCl) com formato circular (diâmetro de 2x3), cada unidade foi fixada nos 2 pares de grupos musculares localizados na região lateral. A configuração de aquisição do sinal ocorreu de forma bipolar: duas superfícies de contato para um eletrodo de referência. Os eletrodos foram dispostos no lado dominante do participante e afixados sobre o músculo glúteo médio direito (GMD) e Glúteo médio esquerdo (GME). 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)<sup>(19)</sup>. Uma plataforma de força (AMTI-OR 6-7, Watertown, EUA®) foi usada para registrar a massa corporal.

O momento das perturbações posturais induzidas nos participantes foi registrado por um acelerômetro (EMG SYSTEM DO BRASIL®, ACL 13000/03, São José dos Campos, Brasil), afixado sobre a extremidade de um pêndulo que gerou as perturbações posturais. Esse pêndulo, com uma de suas extremidades fixada no teto do laboratório, consistiu de uma barra circular (5 cm de diâmetro) de alumínio regulável (1,0 – 1,5 metros de comprimento) com uma bola plástica afixada em sua extremidade distal, que foi a parte do pêndulo que se chocou contra o ombro dos participantes. Essa bola foi utilizada para suavização do impacto do pêndulo com o ombro dos participantes.

Os indivíduos foram posicionados em pé, descalços, sobre uma linha estipulada, no meio da plataforma de força. Foram orientados a manterem os braços relaxados ao longo do corpo, os pés (retos, evitando a adução/abdução do mediopé) foram posicionados conforme a linha de orientação dos braços e a cabeça rodada com o intuito de facilitar a visualização do pêndulo em movimento. Para proteção do ombro durante o impacto do pêndulo, foi acoplada na extremidade uma bola de plástico macia em relação ao ombro do indivíduo. O distúrbio postural ocorreu pelo impacto do pêndulo no ombro direito.

O pêndulo estava preso a uma corda transpassada em um sistema de polias afixadas no teto do laboratório e foi liberado de uma distância de 1,5 m em relação ao ombro dos sujeitos (Figura 1). Para aumentar a magnitude da perturbação, anilhas com diferentes massas foram afixadas junto à extremidade do pêndulo, de acordo com as características da amostra de massa corporal (quilogramas) dos participantes: 2 kg utilizados para sujeitos com massa de 65 kg ou menos; 3 kg em sujeitos com massa de 66 a 75 kg; e 4 kg para indivíduos e massa acima de 74 kg aproximadamente. Este modelo de perturbação, utilizando características da amostra já foi aplicado em estudo prévio<sup>(13)</sup>.

As perturbações externas da postura foram realizadas em duas condições: prevista e não prevista. Na primeira condição, os indivíduos foram orientados a manter os olhos abertos para visualizar o pêndulo em movimento. Na segunda condição, os sujeitos permaneceram com a cabeça rodada, mas utilizaram um par de óculos, com as lentes cobertas por fita adesiva de cor preta que impediram a visão no campo sagital-lateral do lado direito do indivíduo, ou seja, o campo visual do pêndulo. Eles também utilizaram um fone de ouvido ligado a um aparelho portátil de áudio provido de som (Ipod®) para não terem pistas auditivas do deslocamento do pêndulo. Todos os indivíduos vestiram um colete de proteção, com tiras fixadas no teto do laboratório, para segurança, em caso de perda de equilíbrio. Após a randomização das condições, duas tentativas-teste foram realizadas e, por fim, cinco perturbações em cada condição (prevista e não prevista) foram induzidas nos indivíduos. As tentativas nas quais os sujeitos deram um passo foram descartadas. A escolha da característica da perturbação usada no presente estudo, perturbação no sentido mediolateral, foi decorrente do fato de que a instabilidade lateral é considerada um forte preditor de instabilidades em idosos<sup>(3-4)</sup>, além do glúteo médio apresentar função de estabilizador no sentido mediolateral, durante a postura ereta<sup>(14)</sup>.



**Figura 1.** Representação da perturbação externa.

Para os dados obtidos na ficha de identificação, utilizaram-se as médias e o desvio padrão de cada variável. Os dados da atividade eletromiográfica (EMG) foram registrados e armazenados em um computador. A análise dos dados foi realizada pelo software Matlab (The MathWorks®, versão R2010b, Natick, EUA). As cinco tentativas individuais foram vistas na tela do computador e alinhadas de acordo com o primeiro sinal abrupto do acelerômetro, ou seja, o momento do impacto do pêndulo no ombro dos participantes; esse ponto foi referido com o tempo zero ( $t_0$ ). A média das cinco tentativas foi calculada para cada indivíduo. As integrais da EMG ( $\int EMG$ ) durante os APA e APC foram calculadas entre dois pontos ( $t_1$  e  $t_2$ ), compreendendo um espaço de tempo de quatro intervalos de 150 ms em relação  $t_0$ : 1) -250 ms até -100 ms antes de  $t_0$  para APA1; 2) -100ms antes de  $t_0$  até +50 ms após  $t_0$  para as APA2; 3) +50 ms até 200 ms após  $t_0$  para as APC1 e +200 ms até +350 ms após de  $t_0$  para APC2. Tais  $\int EMG$  foram corrigidas pela  $\int EMG$  da linha de base, que foi calculada entre -1000 e -950 ms antes de  $t_0$  conforme a equação abaixo.

$$\int EMG = \int_{t_2}^{t_1} EMG - 3 \int_{-1000}^{-950} EMG \quad (1)$$

$\int EMG$  representa a integral da EMG nos intervalos de tempo determinados para as respostas antecipatórias e compensatórias ( $t_1$  e  $t_2$ ) menos 3 vezes a integral da linha de base registrada entre -1000 e -950ms (50ms) em relação a  $t_0$ . Assim que as  $\int EMG$  forem calculadas, os dados serão normalizados entre os sujeitos. A normalização incluirá a obtenção do valor máximo absoluto das  $\int EMGs$  ( $VMA \int EMG$ ) para cada músculo de cada sujeito dentre todos os intervalos de tempo. Em seguida foi realizada a razão entre cada  $\int EMG$  pelo seu  $VMA \int EMG$  respectivo. Como resultado, os possíveis valores de  $\int EMG$  para cada músculo foram entre -1 e 1, com valores positivos associados à ativação e os negativos à inibição muscular.

Os dados obtidos na ficha de identificação e após análise de homogeneidade, foram analisados por estatística descritiva (média, desvio padrão da média). O  $\int EMG$  para cada músculo foi analisado, utilizando-se a análise de variância (ANOVA) com um modelo misto (3x4) para cada condição (prevista e não prevista). O grupo foi inserido como um fator entre sujeitos e intervalos de tempo (APA1, APA2, CPA1 e CPA2) como um fator dentre sujeitos. A análise post-hoc de Tukey foi utilizada para determinar diferenças entre os pares de

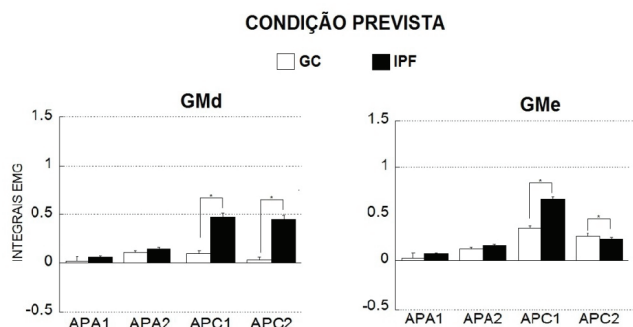
intervalos de tempo com um nível de significância de  $P < 0,05$  para cada condição.

## Resultados

A média de idade do grupo IPF foi de  $73,54 \pm 8,03$  anos (entre 63 e 75 anos de idade) e para o grupo CG de  $23,92 \pm 2,70$  anos (entre 21 e 29 anos de idade). A massa corporal em Kilograma (kg) para o grupo IPF foi de  $71,70 \pm 8,83$  (entre 69 e 79 kg) e para o grupo CG  $69,60 \pm 5,60$  (entre 65-74 kg). O nível de atividade física mostrado em minutos foi de  $132,65 \pm 25$  minutos/semanais. E todos os idosos realizavam como modalidade a caminhada.

As  $\int$ EMG dos músculos GMD e GME durante a condição apresentaram diferenças significativas entre os grupos estudados ( $F = 25,52$ ;  $< 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,18$  para o glúteo médio lado direito) e ( $F = 6,60$ ;  $P < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,05$  para o glúteo médio lado esquerdo). Para essa condição estudada, a análise “post hoc” demonstrou que a magnitude da integral eletromiográfica ( $\int$ EMG) do músculo glúteo médio (GMD) foi menor para o grupo CG em comparação ao grupo IPF ( $P < 0,001$ ).

Além disso, essa diferença foi determinada pela janela de tempo APC1 e APC2, ambas com significância de  $P < 0,001$ . Em relação ao músculo glúteo médio (GME), a análise “post hoc” demonstrou que a magnitude da integral eletromiográfica ( $\int$ EMG) foi menor para o grupo CG em comparação ao grupo IPF ( $P < 0,001$ ). Essa diferença foi determinada pelo intervalo de tempo APC1 ( $P = 0,023$ ) e APC2 ( $P < 0,001$ ). Para a condição não prevista, não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos observados na Figura 2.



**Figura 2.** Representação da atividade integral eletromiográfica ( $\int$ EMG) dos músculos glúteos médios (direito e esquerdo) durante a condição prevista, representado pelas quatro intervalos de tempo – APA1, APA2, APC1 e APC2 de 150ms cada.

## Discussão

O músculo glúteo médio apresenta papel fundamental na geração do torque na manutenção da pelve em equilíbrio, quando se encontra sob perturbação da postura, como também para a geração de torques nos movimentos de abdução do quadril durante a marcha<sup>(20)</sup>. Todavia, durante o processo de envelhecimento, idosos apresentam instabilidades posturais<sup>(4,9,11)</sup> e dificuldades em lidar com essas perturbações quando ameaçados<sup>(9,11,15)</sup>. Esses fatores podem estar relacionados com o baixo nível de atividade física que contribuem para redução dos sarcômeros das fibras do tipo II do glúteo médio<sup>(21)</sup>.

Diferentemente neste estudo, o grupo (IPF) apresentou maiores magnitudes das  $\int$ EMG em relação ao grupo controle (CG), na condição prevista para as janelas antecipatórias e compensatórias, em geral para os intervalos de tempo APCs. Para a condição prevista, os dois grupos de indivíduos responderam de forma similar, ou seja, todos os indivíduos geraram APAs e APCs antes da perturbação. Atividades antecipatórias nos músculos laterais, incluindo o músculo glúteo médio, foram recentemente documentadas em estudos que investigam as  $\int$ EMG para os APAs durante perturbações externas<sup>(3,8)</sup> e associado às  $\int$ EMG para os APCs<sup>(10-12)</sup>.

De acordo com a direção e sentido da perturbação (impacto) aplicado em indivíduos jovens saudáveis, a ativação antecipatória do glúteo médio foi maior na direção lateral e oblíqua do que na direção anteroposterior, durante perturbações externas provocadas por um pêndulo em movimento<sup>(22)</sup>. Neste estudo, este aumento da amplitude da  $\int$ EMG foi também observado, principalmente, para o músculo glúteo direito, ou seja, do lado do impacto no sentido médio-lateral. Com base neste aspecto outro estudo, também observou esta característica quando foi aplicado perturbações externas em dois grupos de idosos com e sem histórico de quedas em comparação ao grupo de jovens mediante perturbações que visam à previsibilidade na tarefa aplicada no sentido mediolateral<sup>(13)</sup>.

No presente estudo, o grupo de idoso em comparação aos jovens não demonstrou dificuldade no recrutamento (amplitude  $\int$ EMG) muscular antes do impacto da bola. Esses achados estão incluídos em um estudo<sup>(11)</sup> que descreveu idosos saudáveis recebendo perturbações externas no plano sagital com o uso de um pêndulo que impactava a região das mãos, com ambos os braços em elevação de  $90^\circ$  de ombro, durante a condições previsíveis. Os resultados mostraram que os idosos não apresentam déficits na atividade  $\int$ EMG muscular antecipatória dos músculos posturais. Achados similares foram demonstrados em um estudo<sup>(8)</sup> que usou perturbações internas (movimentos de elevações bruscas de ambos os braços no sentido anteroposterior) como distúrbio postural em grupos de idosos praticantes de atividade física regular de longa data, em comparação a indivíduos recém-praticantes.

Entretanto, os déficits e atrasos na magnitude de recrutamento (amplitude  $\int$ EMG) para os APAs, nos músculos do tronco (ambos os lados), foram propostas<sup>(23)</sup>, em pacientes idosos com diagnóstico de AVE crônico, quando comparado com idosos saudáveis em tarefas de levantar e sentar (rápida velocidade). Em pacientes com diagnóstico de doença de Parkinson também foi demonstrado que as estratégias de ajustes posturais são alteradas em indivíduos com DP ocasionando instabilidade e possíveis quedas<sup>(24)</sup>.

A fim de elucidar os Ajustes Posturais Compensatórios (APCs) no grupo IPF sob as condições previstas, desenvolveram aumentos da magnitude das integrais eletromiográficas ( $\int$ EMG), principalmente do lado direito (lado do impacto do pêndulo), durante os intervalos de tempo APC1 e APC2. E para o lado esquerdo (lado oposto do impacto do pêndulo) este achado foi apenas durante o intervalo de tempo APC1. Estudo similar<sup>(3)</sup> descreve que idosos saudáveis receberam perturbações externas no plano sagital, com o uso de um pêndulo que impactava a

região das mãos, com ambos os braços em elevação de 90° do ombro, durante a condições previsíveis. Os resultados mostraram que idosos também desenvolveram aumentos da magnitude das integrais eletromiográficas (JEMG), em especial para o músculo glúteo médio. Assim sendo, tendo como base os resultados do presente estudo, as APAs e APCs indicam que são originadas em condições que exigem previsibilidade<sup>(3,4,13)</sup> bem como da intensidade<sup>(10)</sup> e natureza da tarefa<sup>(8,10,25)</sup> e direção durante perturbações posturais<sup>(13)</sup>. As alterações incluídas ao controle da postura, seguido de perturbações externas, podem ser influenciadas no processo de envelhecimento, especialmente para as respostas compensatórias e em condições previstas.

### Conclusão

Com base nos resultados deste estudo, idosos saudáveis não apresentaram déficits para desenvolver os ajustes posturais antecipatórios, o quê de certa forma minimizaria um provável desequilíbrio ocasionado por uma perturbação postural previsível. Logo, novas investigações e programas de treinamento/tratamento que visam treinar ou reabilitar o equilíbrio em idosos, devem ser desenvolvidos, aperfeiçoando a ativação dos músculos posturais, em especial para os músculos do tronco e pelve como, por exemplo, o músculo glúteo médio, o que pode gerar segurança e confiança dos indivíduos após uma possível perturbação. Averiguando que a atividade física poderia compensar as perdas, entretanto o processo de envelhecimento ocasiona alterações fisiológicas e morfológicas, sendo necessário estudar e aplicar atividades funcionais específicas para estes indivíduos. Desta forma, a exclusividade no protocolo de tratamento ou treinamento de equilíbrio em idosos, levando-se em conta o padrão de ativação muscular, direção da perturbação e a previsibilidade, deve ser apreciada para as futuras abordagens. Sugere-se para futuros estudos, que se determinem as inter-relações entre os intervalos de tempo APAs e APCs, especificamente entre grupos de idosos sedentários e idosos ativos, verificando com mais significância o efeito da atividade física nas respostas musculares em ajustes posturais.

### Referências

1. Maciel SSSV, Maciel WV, Teotônio PM, Barbosa GG, Lima VGC, Oliveira TF, et al. Perfil epidemiológico das quedas em idosos residentes em capitais brasileiras utilizando o Sistema de Informações sobre Mortalidade. *Rev AMRIGS*. 2010;54(1):25-31.
2. Gawryszewski VP. A importância das quedas no mesmo nível entre idosos no estado de São Paulo. *Rev Assoc Med Bras*. 2010;56(2):162-7.
3. Kanekar N, Aruin AS. The effect of aging on anticipatory postural control. *Exp Brain Res*. 2014;232(4):1127-36. doi: 10.1007/s00221-014-3822-3.
4. 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;18(2):101-8.
5. Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progr Neurobiol*. 1992;38(1):35-56.

6. Aruin AS, Forrest WR, Latash ML. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1998;109(4):350-9.
7. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyography analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(3):388-97. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.06.006.
8. Carvalho R, Vasconcelos O, Gonçalves P, Conceição F, Vilas-Boas JP. The effects of physical activity in the anticipatory postural adjustments in elderly people. *Motor Control*. 2010;14(3):371-9.
9. Gu MJ, Schultz AB, Shepard NT, Alexander NB. Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics. *J Biomech*. 1996;29(3):319-29.
10. Santos ECC, Claudino R, Santos MJ. Estratégias de ajustes posturais em indivíduos idosos diante do distúrbio de pegar uma bola. *Cons Saude*. 2012;12(1):70-81.
11. Kanekar N, Aruin AS. Aging and balance control in response to external perturbations: role of anticipatory and compensatory postural mechanisms. *Age (Dordr)*. 2014;36(3):9621. doi: 10.1007/s11357-014-9621-8.
12. Mohapatra S, Krishnan V, Aruin AS. The effect of decreased visual acuity on control of posture. *Clin Neurophysiol*. 2012;123(1):173-82. doi: 10.1016/j.clinph.2011.06.008.
13. Claudino R, Santos EC, Santos JM. Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. *Clin Neurophysiol*. 2013;124(8):1628-37. doi: 10.1016/j.clinph.2013.02.111.
14. Semciw AI, Pizzari T, Murley GS, Green RA. Gluteus medius: an intramuscular EMG investigation of anterior, middle and posterior segments during gait. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013;23(4):858-64. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.03.007.
15. Kanekar N, Aruin AS. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session. *J Electromyogr Kinesiol*. 2015;25(2):400-5. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.11.002.
16. Furtado HL, Sousa N, Simão R, Pereira FD, Vilaça-Alves J. Physical exercise and functional fitness in independently living vs institutionalized elderly women: a comparison of 60- to 79-year-old city dwellers. *Clin Interv Aging*. 2015;(10):795-801. doi: 10.2147/CIA.S80895. eCollection 2015.
17. Sousa N, Mendes R, Abrantes C, Sampaio J, Oliveira J. Effectiveness of combined exercise training to improve functional fitness in older adults: a randomized controlled trial. *Geriatr Gerontol Int*. 2014; 14(4):892-8. doi: 10.1111/ggi.12188.
18. Marshall A, Bauman A. The international physical activity questionnaire: summary report of the reliability & validity studies. Document of IPAQ Executive Committee; 2001.
19. 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.
20. Reiman MP, Bolgla LA, Loudon JK. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiother Theory Pract*. 2012; 28(4):257-68. doi: 10.3109/09593985.2011.604981.
21. Sato Y, Inose M, Higuchi I, Higuchi F, Kondo I. Changes in

the supporting muscles of the fractured hip in elderly women. *Bone*. 2002;30(1):325-30.

22. Santos MJ, Aruin AS. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Exp Brain Res*. 2008;184(4):547-59.

22. Santos MJ, Aruin AS. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(3):532-41. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.12.002.

23. 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. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.01.002.

24. King LA, St George RJ, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Horak FB. Preparation for compensatory forward stepping in Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil*. 2010; 91(9):1332-8. doi: 10.1016/j.apmr.2010.05.013.

25. Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res*. 2012;103(2):323-32.

---

**Endereço para correspondência:** Centro Universitário Estácio de Santa Catarina. Rua Leoberto Leal, 461 - Barreiros, São José - SC, 88117-001, *E-mail:* renatuss416@hotmail.com

---