UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

**Adaptabilidade de respostas posturais automáticas a perturbações
extrínsecas de diferentes magnitudes e a restrições biomecânicas**

Nametala Maia Azzi

São Paulo
2017

NAMETALA MAIA AZZI

Adaptabilidade de respostas posturais automáticas a perturbações
extrínsecas de diferentes magnitudes e a restrições biomecânicas

Dissertação apresentada à Escola de
Educação Física e Esporte da
Universidade de São Paulo, como requisito
parcial para obtenção do título de Mestre
em Ciências.

Área de concentração: Estudos
Socioculturais e Comportamentais da
Educação Física e Esporte.

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

São Paulo

2017

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação

Serviço de Biblioteca

Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Azzi, Nametala Maia

**Adaptabilidade de respostas posturais automáticas a perturbações
extrínsecas de diferentes magnitudes e a restrições biomecânicas** / Nametala
Maia Azzi. – São Paulo:

[s.n.], 2017.

86p.

Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física e Esporte
da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

1. Controle postural 2. Equilíbrio dinâmico 3. Posição dos pés 4.
Habituação

I. Teixeira, Luis Augusto, orient. II. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: AZZI, Nametala Maia

Título: Adaptabilidade de respostas posturais automáticas a perturbações extrínsecas de diferentes magnitudes e a restrições biomecânicas

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Data:___/___/___

Banca Examinadora

Prof. Dr.:_____

Instituição:_____Julgamento:_____

Prof. Dr.:_____

Instituição:_____Julgamento:_____

Prof. Dr.:_____

Instituição:_____Julgamento:_____

*Dedico esta dissertação a Nametala Estefanio Azzi,
Maria Dalva Maia Azzi e Layla Maia Azzi. “Se vi
mais longe, foi por estar de pé sobre os ombros de
gigantes” (Isaac Newton).*

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por colocar todas essas pessoas que citarei no meu caminho.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira por todos os ensinamentos durante a minha vida acadêmica.

Agradeço meus pais, Nametala Estefanio Azzi e Maria Dalva Maia Azzi, e a minha irmã, Layla Maia Azzi, pelo apoio durante toda a vida. Tudo que faço é por vocês!

Agradeço meus amigos do Laboratório Sistemas Motores Humanos. Em especial ao Prof. Dr. Daniel Boari, pelo papel fundamental na coleta e análise dos dados, e a Fernanda Carvalho, pela ajuda em diversos momentos durante o curso. Sem nunca deixarem o bom-humor de lado.

Agradeço ao meu irmão André Casanova pela parceria durante todos esses anos de EEFE. Você é importante demais!

Agradeço a minha namorada, Mariana Darro Canela, pelo apoio e suporte. Sem você nos momentos finais, tudo teria sido muito mais difícil.

Agradeço aos professores das disciplinas que cursei pelos ensinamentos únicos.

Agradeço aos professores da banca de qualificação, Prof. Dr. Flávio Henrique Bastos, Prof^a. Dr^a. Sandra Freitas, Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães pelos comentários e críticas que enriqueceram este trabalho.

Agradeço a todos os voluntários que participaram deste estudo, muito obrigada pela disponibilidade.

Agradeço a CAPES (processo #1631321) pela concessão da bolsa de mestrado.

RESUMO

AZZI, N. M. **Adaptabilidade de respostas posturais automáticas a perturbações extrínsecas de diferentes magnitudes e a restrições biomecânicas**. 2017. 86 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2017.

Neste estudo foram avaliados os efeitos de restrições biomecânicas e de carga sobre a adaptação de respostas posturais automáticas (RPAs) a perturbações externas não-antecipadas. No Experimento 1 o objetivo foi avaliar o efeito do ângulo de orientação dos pés em RPAs causadas por perturbações de diferentes magnitudes. A perturbação foi gerada a partir da liberação inesperada de carga presa ao tronco do participante, levando à oscilação anterior do corpo. Foram avaliadas RPAs para cargas correspondendo a 5% e 10% do peso corporal do participante, comparando as seguintes orientações dos pés: paralelos, preferida ($M = 10,46^\circ$), 15° e 30° para cada pé a partir da linha média do corpo. Os resultados mostraram que a perturbação com a carga 10% levou a maiores deslocamentos do centro de pressão e rotação das articulações, além de respostas musculares mais fortes e mais rápidas. Os pés orientados em 30° levaram ao maior deslocamento do centro de pressão em comparação com as outras angulações. A perturbação com a carga 5% levou a respostas similares para ambas as articulações, enquanto que com a carga 10% a amplitude de rotação das articulações foi maior com pés orientados em 30° . No Experimento 2, os objetivos foram avaliar o efeito de tentativas prévias com carga distinta, e a adaptação das respostas posturais em tentativas repetidas com mesma carga, em RPAs a uma perturbação não-antecipada. Foram empregadas três cargas para perturbação: 6%, 8% e 10% do peso corporal do participante. Este experimento foi realizado por meio da comparação de dois grupos: sequência alta-baixa, para o qual a ordem de aplicação das cargas se dava de forma decrescente; e sequência baixa-alta, para o qual a ordem de aplicação das cargas se dava de forma crescente. Os resultados mostraram que as respostas posturais foram graduadas de acordo com a magnitude da carga. O efeito de sequência de cargas foi observado na maior amplitude de deslocamento do centro de pressão para o grupo decrescente em relação ao crescente. A análise do centro de massa indicou adaptação intertentativas, com redução progressiva da amplitude de deslocamento entre a primeira e a última

tentativa na carga de 10%. Esses resultados sugerem que respostas posturais reativas são produzidas levando em consideração não apenas feedback sensorial, mas também respostas posturais precedentes. Em uma análise global, os resultados deste estudo revelam a sensibilidade do sistema de controle postural a fatores contextuais, incluindo restrições biomecânicas e respostas a perturbações prévias, na geração de respostas posturais automáticas a uma perturbação da estabilidade do equilíbrio corporal.

Palavras-chave: Controle Postural; Equilíbrio Dinâmico; Posição dos Pés; Habituação

ABSTRACT

AZZI, N. M. **Adaptability of automatic postural responses to extrinsic perturbations of different magnitudes and biomechanical constraints.** 2017. 86 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2017.

In this study we evaluated the effects of biomechanical constraints and load on the adaptation of automatic postural responses (APRs) to external perturbations of different magnitudes. The objective of Experiment 1 was to evaluate the effect of feet orientation angle in APRs caused by perturbations of different magnitudes. The perturbation was generated through unexpected load release attached to the participant's trunk, leading to forward body sway. APRs were evaluated for loads corresponding to 5% and 10% of participant's body weight, comparing the following feet orientations: parallel, preferred ($M = 10.46^\circ$), 15° and 30° for each foot regarding the body midline. Results showed that APRs were sensitive to perturbation magnitude, with 10% load leading to higher center of pressure displacement and amplitude of leg joints rotation, in addition to stronger and faster muscle responses. Feet oriented at 30° led to higher center of pressure displacement compared to other angles. The 5% load led to similar responses for both the hip and ankle joints in the different orientations, while for the 10% load amplitude of legs joints rotation was higher for the feet oriented at 30° in comparison with the other orientation angles. In Experiment 2, we evaluate the effects of previous responses to a different perturbation load, and adaptation to the same load over repeated perturbations, on APRs to unanticipated perturbations. Three perturbation loads were employed: 6%, 8% and 10% of participant's body weight. The experiment was performed by comparing two groups: high-low sequence, with decreasing sequence of loads; and low-high sequence, with increasing sequence of loads. Results showed that postural responses were scaled according to load magnitude. The decreasing loads sequence led to higher amplitudes of center of pressure displacement in comparison to the increasing sequence. Analysis of center of mass indicated intertrials adaptation, with progressive reduction of amplitude displacement between the first and last trial in the 10% load. These results suggest that reactive postural responses are produced taking into consideration not only sensory feedback but also previous postural responses. Overall, results from this

study reveal the sensitivity of the postural control system to contextual factors, including biomechanical constraints and responses to previous perturbations, in the generation of automatic postural responses to an unanticipated perturbation of balance stability.

Keywords: Postural Control; Dynamic Balance; Feet Positioning; Habituation

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Representação esquemática da tarefa experimental, com o participante posicionado sobre a plataforma de força durante a aplicação da carga no momento anterior à liberação de carga. Os pontos pretos indicam o posicionamento dos marcadores reflexivos.....	31
Figura 2 – Representação esquemática do comprimento do deslocamento anterior do CP após a liberação da carga (L_{CoP}) em relação ao comprimento da base de suporte no sentido anterior (L_{bs}), e a referência da medida do ângulo de orientação dos pés.....	34
Figura 3 – Curva representativa da ativação muscular do GM com os pés orientados em paralelo com carga de 10%, destacando os três intervalos analisados, 500 ms prévios a perturbação (verde), 150 ms após o início da ativação muscular (vermelho) e de 150 a 300 ms (azul). A linha tracejada representa o momento da liberação da carga.....	35
Figura 4 – Curvas representativas do deslocamento do CM (a, cm) e CP (b, cm), da rotação de tornozelo (c, graus) e quadril (d, graus) comparando a posição dos pés em paralelo (0° , vermelho) com pés orientados em 30° (preto) para as condições de carga alta (contínua) e de carga baixa (tracejada); o instante da liberação da carga está indicado pela linha vertical pontilhada.....	37
Figura 5 – Médias (erro-padrão indicado por barras verticais) da amplitude de deslocamento (norm, a) e velocidade máxima (cm/s, b) de CP, e amplitude de deslocamento (cm, c) e velocidade máxima (cm/s, d) de CM em função da magnitude da perturbação (5% versus 10%) e da orientação dos pés (0° a 30°); o efeito principal significativo de orientação dos pés é indicado por asterisco, enquanto que o efeito significativo de carga não está sinalizado.....	38
Figura 6 – Médias (erro-padrão indicado por barras verticais) da rotação do tornozelo (graus, a) e quadril (graus, b) em função da magnitude da perturbação (5% versus 10%) e da orientação dos pés (0° a 30°); a interação entre os fatores principais carga e orientação é indicada pelo asterisco.....	40
Figura 7 – Médias (erro-padrão indicado por barras verticais) da magnitude de ativação muscular (integral de EMG) nos 500 ms prévios à liberação da carga para os músculos GM (preto), GL (branco) e SOL (cinza) em função da magnitude da perturbação (5% versus 10%) e da orientação dos pés (0° a 30°).	41

Figura 8 – Curvas representativas da magnitude de ativação dos músculos GM (a), GL (b) e SOL (c), comparando-se a posição dos pés em paralelo (0°, vermelho) com pés orientados em 30° (preto) para as condições de carga alta (contínua) e de carga baixa (tracejada); o instante da liberação da carga está indicado pela linha vertical pontilhada.....	42
Figura 9 – Médias (erro-padrão indicado pelas barras verticais) de latência (ms, a), de magnitude nos 150 ms após o início da ativação muscular (b) e no intervalo entre 150 e 300 ms após o início da ativação muscular (c), e da taxa de ativação (°, d) para os músculos GM (preto), GL (branco) e SOL (cinza) em função da magnitude da perturbação (5% versus 10%) e da orientação dos pés (0° a 30°); o asterisco indica interação entre os fatores principais orientação dos pés e carga.....	44
Figura 10 – Médias (erro-padrão indicado pelas barras verticais) da amplitude de deslocamento (a, cm) e da velocidade máxima (b, cm/s) do CP para ambos os grupos (Decrescente, barras pretas; Crescente barras brancas) em função da carga (6%, 8% e 10%) e da tentativa (1ª, 2ª e 8ª)	52
Figura 11 – Médias (erro-padrão indicado pelas barras verticais) da latência (a, ms) e magnitude de ativação muscular para o intervalo correspondente aos primeiros 150 ms (b) e para o intervalo entre 150 e 300 ms (c) após o início da ativação muscular do músculo GM para ambos os grupos (Decrescente, barras pretas; Crescente, barras brancas) em função da carga (6%, 8% e 10%) e da tentativa (1ª, 2ª e 8ª)	54
Figura 12 – Médias (erro-padrão indicado pelas barras verticais) da amplitude de rotação do tornozelo (a, graus) e do quadril (b) para ambos os grupos (Decrescente, barras pretas; Crescente, barras brancas) em função de carga (6%, 8% e 10%) e tentativa (1ª, 2ª e 8ª); a diferença significativa entre grupos para a carga 10% é indicada por asterisco.....	55

Sumário

1. Introdução	15
2. Objetivos gerais.....	17
3. Revisão de literatura	18
3.1. Flexibilidade das respostas posturais de acordo com as exigências impostas por restrições biomecânicas	18
3.2. Respostas posturais automáticas sob influência de perturbações de diferentes magnitudes	20
3.3. A integração entre os músculos gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral e sóleo e os seus padrões de ativação durante respostas posturais automáticas ...	23
3.4. Impacto da primeira tentativa na estabilidade postural e a adaptação inter-tentativas	25
4. Experimento 1	28
4.1. Objetivos.....	28
4.2. Hipóteses.....	28
4.3. Materiais e métodos.....	28
4.3.1. Participantes	28
4.3.2. Tarefas e equipamentos.....	28
4.3.3 Delineamento experimental.....	30
4.3.4. Procedimentos	31
4.3.5. Coleta de dados	32
4.3.6. Análise estatística	34
4.4. Resultados.....	35
4.4.1 Cinética e cinemática	35
4.4.2. Eletromiografia	39
4.5. Discussão	44
4.5.1 Cinética e cinemática	44
4.5.2 Eletromiografia	45

4.6. Conclusões	47
5. Experimento 2	48
5.1 Objetivos.....	48
5.2 Hipóteses.....	48
5.3 Materiais e métodos.....	48
5.3.1 Participantes	48
5.3.2 Tarefas e equipamentos.....	48
5.3.3. Delineamento experimental e procedimentos	49
5.3.4. Variáveis	49
5.3.5. Análise estatística	49
5.4. Resultados.....	50
5.5. Discussão	55
5.6. Conclusões	57
6. Conclusões gerais.....	58
Referências	59
ANEXO 1.....	64
ANEXO 2.....	76

1. Introdução

Uma característica inerente ao corpo humano é a instabilidade, causada tanto devido às forças internas, geradas pelo próprio corpo, quanto às forças externas, geradas pela gravidade e pela interação com o ambiente. Frente a uma perturbação extrínseca inesperada, o controle reativo ou compensatório é a resposta utilizada para minimizar os efeitos dessa perturbação. Dentre essas respostas, as automáticas são definidas como o componente primário da resposta postural, buscando recuperar a postura ereta após a perturbação inesperada. Em situações de desequilíbrio repentino, informação sensorial é requisitada para identificar as características da perturbação e do ambiente em que ela ocorre, visando produzir uma resposta postural automática (RPA) para evitar a queda. O controle postural em condições de mudança da tarefa e/ou do ambiente em que ela ocorre, requer a modificação das estratégias a serem utilizadas para manter a estabilidade em novas demandas (Horak e Nashner, 1986; Runge *et al.*, 1999; Park *et al.*, 2004). A fim de serem eficazes, respostas posturais devem ser adequadamente dimensionadas de acordo com o tipo e a magnitude da perturbação. O termo que reflete a capacidade de alterar o comportamento em resposta às exigências de uma situação nova é adaptação. Desse modo, a análise das RPAs a uma perturbação imprevisível tem sido uma importante ferramenta para entendimento da adaptação. Logo, o sistema nervoso central (SNC) parece ser capaz de manter o equilíbrio postural por meio de ajustes dos torques exercidos externamente ao nosso corpo e os torques produzidos pelo próprio corpo, no intuito de contrabalanceá-los.

Estudos prévios (Horak e Nashner, 1986; Runge *et al.*, 1999; Park *et al.*, 2004; Kim *et al.*, 2009) mostraram que a estratégia postural altera da estratégia do tornozelo para estratégia do quadril em resposta a diferentes magnitudes de translação da base de suporte. De modo específico, o torque gerado na articulação do quadril aumenta com o aumento da magnitude da perturbação, enquanto que o aumento no torque da articulação do tornozelo é mais limitado devido a restrições biomecânicas no torque máximo dessa articulação. Logo, os torques articulares compensatórios para perturbações da postura ereta foram avaliados como tendo relação linear com o controle via feedback (Kuo, 1995; Peterka, 2002; Park *et al.*, 2004; Kim *et al.*, 2009). Especificamente, o sistema nervoso parece escalonar gradualmente informações de feedback para acomodar as restrições biomecânicas da postura ereta. Paralelamente,

estudos anteriores em postura quieta (Kirby *et al.*, 1987; Uimonen *et al.*, 1992; Chiari *et al.*, 2002; Mouzat *et al.*, 2004), destacam o papel crítico da geometria angular dos pés no solo como restrição biomecânica para o controle da postura. O posicionamento dos pés na manutenção da postura ereta afeta a configuração da base de suporte e a direção dos vetores de força aplicados no solo por cada pé. Apesar disso, não há na literatura estudos que tenham avaliado o efeito do ângulo de orientação dos pés na geração de respostas a perturbações do equilíbrio.

O controle via feedback (reativo) das ações posturais compensatórias que estão sendo geradas constantemente pelo SNC, é acompanhado pelo controle via feedforward (antecipatório). Estudos anteriores mostram que ao ser submetido por uma sequência de perturbações de mesma magnitude, o indivíduo apresenta na primeira tentativa uma ativação muscular exagerada e maior amplitude de movimento das articulações, resultando em maior deslocamento do CM (Oude Nijhuis *et al.*, 2009; Rankin *et al.*, 2009; Allum *et al.*, 2011; Welch e Ting, 2014). Um ponto importante sobre esse assunto é a maneira pela qual o indivíduo pode adaptar respostas posturais com base na experiência de tentativas prévias. Em uma série de perturbações com cargas repetidas, espera-se que as respostas posturais sejam melhoradas em relação às tentativas anteriores. Em tais circunstâncias, o controle via feedforward reduz consideravelmente a intensidade das respostas reativas. Em contrapartida, em respostas a uma nova perturbação, pode-se esperar que a adaptação a uma carga anterior seja transferida para a tentativa atual, ocasionando um déficit na estabilidade postural.

2. Objetivos gerais

O objetivo geral deste projeto é avaliar a adaptabilidade das RPAs a (a) perturbações extrínsecas de diferentes magnitudes e a (b) restrições biomecânicas, em jovens saudáveis.

3. Revisão de literatura

3.1. Flexibilidade das respostas posturais de acordo com as exigências impostas por restrições biomecânicas

A postura ortostática é relativamente instável, pois sua base de suporte é pequena e seu centro de massa (CM) é alto (aproximadamente próximo à segunda vértebra lombar) em relação ao solo. Quanto mais larga a base de suporte, maior a área em que o CM pode se mover sem perder o equilíbrio. Segundo Hayes (1982), a estabilidade postural é proporcional à área da base de suporte, da distância entre a linha de gravidade (projeção vertical do centro de massa) até as fronteiras da base de suporte e ao inverso da altura do CM sobre a base de suporte. Para a manutenção da postura ortostática, constantes ajustes neuromusculares são disparados sob controle do sistema nervoso central (SNC). A complexidade da manutenção da postura ortostática envolveu uma intensa mudança e adaptação do SNC para que essa configuração corporal tivesse a capacidade de interagir com forças externas, como a gravidade, as propriedades mecânicas e as forças neuromusculares do corpo, mantendo o CM dentro dos limites da base de suporte.

Sabe-se que restrições biomecânicas são responsáveis por afetar a estabilidade postural. De particular interesse para o presente estudo, a geometria angular dos pés no solo é um aspecto crítico, dado que ela afeta não apenas o comprimento da base de suporte no sentido anteroposterior, mas também a direção do vetor de força que é aplicado no solo por cada pé para estabilizar e recuperar o equilíbrio corporal. Chiari *et al.* (2002) buscaram quantificar a influência de fatores biomecânicos sobre parâmetros estabilométricos durante a postura ereta quieta, incluindo o efeito do ângulo de orientação entre pés. Os resultados mostraram que, apesar de o efeito ter sido pequeno e acontecer apenas quando os olhos estão fechados, o aumento no ângulo de abertura está associado com uma diminuição na raiz quadrática média (RMS) e um aumento na frequência de oscilação do CP no sentido anteroposterior. Apesar dos pequenos efeitos, os autores consideram o ângulo de orientação dos pés um importante fator biomecânico durante avaliações do equilíbrio corporal. Mouzat *et al.* (2004) comparam a estabilidade corporal em postura quieta em quatro ângulos de orientação dos pés: pés paralelos, 15°, 30° e 45°. Os resultados mostraram que o desvio-padrão do CP no sentido mediolateral diminuiu

em 36% com o aumento do ângulo de 0 para 45°. Em relação à área de cobertura do CP e à posição média do CP no sentido anteroposterior, os resultados mostraram que o aumento do ângulo de orientação dos pés levou a uma diminuição nos valores encontrados nessas variáveis. Os autores concluíram que o aumento no ângulo de orientação entre os pés melhorou o controle da postura ereta quieta. Kirby *et al.* (1987) testaram a hipótese de que variando o ângulo de orientação dos pés, afetaria significativamente a oscilação postural durante a postura ereta quieta. Os autores compararam cinco ângulos de orientação diferentes: pés paralelos, 25° e 45° (dedos para dentro) e 25° e 45° (dedos para fora). Os resultados mostraram que alterações no ângulo de orientação dos pés resultaram em pequenas variações na oscilação corporal, exceto para a posição 45° (dedos para dentro), na qual foram obtidos os maiores valores de deslocamento do centro de pressão. Pode-se concluir que tais investigações, que compararam diferentes angulações de orientação dos pés, mostraram que ângulos maiores de abertura entre os pés levaram a estabilização do CP, com maior estabilidade sendo alcançada com ângulos de abertura entre 15°-45°.

Os resultados até o momento trataram do efeito do ângulo de orientação durante a postura ereta quieta, porém sabemos que o equilíbrio postural está sujeito a ação de forças causadas por perturbações extrínsecas. O equilíbrio postural é mantido por meio de ajustes entre os torques exercidos externamente ao nosso corpo e os torques produzidos por movimentos do próprio indivíduo. Os ajustes reativos frente a perturbações externas referem-se ao sistema postural de restabelecimento do equilíbrio através de respostas posturais. Respostas posturais automáticas são desencadeadas por estímulos externos e mediadas por circuitos polissinápticos em diferentes níveis do SNC. Foi verificado que o tempo de latência da musculatura agonista envolvida na recuperação do equilíbrio após perturbação da superfície de suporte é maior do que o encontrado em reflexos monossinápticos de estiramento, com valores de aproximadamente 120 ms (Nashner, 1976). A latência relativamente longa de respostas posturais sugere que os reflexos posturais recebem eferências corticais (Jacobs e Horak, 2007). Embora deflagradas a partir de informações proprioceptivas em menos de 150 ms (Horak e Nashner, 1986; Ting e Macpherson, 2005), estudos prévios têm mostrado a natureza flexível das RPAs em virtude de diferentes aspectos (cf. Chong *et al.*, 2000; Rocchi *et al.*, 2006; Papegaaij *et al.*, 2012). Entretanto, não há relatos na literatura do efeito do ângulo de orientação dos pés sobre RPAs.

Apesar de nenhuma informação ter sido coletada até o momento sobre o efeito da orientação dos pés nas RPAs a perturbações extrínsecas, investigações anteriores têm mostrado que a redução do comprimento da base de suporte leva à modulação das respostas posturais, sendo observado aumento no movimento do quadril (Horak e Nashner, 1986). Para manter com sucesso o equilíbrio em uma base de apoio menor, os sujeitos ativavam os músculos da perna e do tronco em latências semelhantes, mas organizavam a atividade de forma diferente. Os músculos do tronco e da coxa, antagonistas aos utilizados na estratégia do tornozelo, foram ativados na sequência proximal-distal, enquanto que os músculos do tornozelo geralmente não responderam. Este padrão de ativação gerou uma força horizontal compensatória no sentido oposto à superfície de apoio, com baixo torque no tornozelo. Esse padrão foi denominado de estratégia do quadril, já que o movimento resultante está focado principalmente na articulação do quadril. Este resultado sugere que o sistema de controle postural leva em consideração a configuração geométrica dos pés no solo na geração das RPAs. Outro aspecto de destaque se dá com base nos estudos que avaliaram a postura ereta quieta. Enquanto ângulos maiores parecem induzir estabilização nesta condição, pés posicionados em outra orientação que não em paralelo podem não ser eficientes na recuperação do equilíbrio postural após uma perturbação que gere uma oscilação anterior do corpo. Em tais perturbações, é esperado que os vetores de força não-paralelos, aplicados no tornozelo de cada perna, reduzam o torque gerado no solo para recuperar a estabilidade postural em comparação com a orientação em paralelo. Além disso, orientando os pés para fora reduzimos o comprimento do limite de estabilidade de excursão do centro de pressão no sentido anteroposterior, fazendo com que ocorra um aumento nas chances de desequilíbrio corporal causado por uma perturbação.

3.2. Respostas posturais automáticas sob influência de perturbações de diferentes magnitudes

A fim de responder de forma apropriada a uma perturbação postural, o sistema de controle deve não apenas selecionar uma boa estratégia de resposta, mas também ajustar a magnitude da resposta muscular levando em consideração a carga de perturbação e as restrições biomecânicas. A flexibilidade postural é o que garante essa adaptabilidade do indivíduo frente a rápidas alterações do ambiente, que são

causadas por perturbações externas. Caso a magnitude de perturbação seja subestimada, poderia haver desequilíbrio corporal no sentido da perturbação. Por outro lado, se um indivíduo superestima a carga de perturbação, o desequilíbrio poderia ocorrer no sentido oposto ao da perturbação. O escalonamento das RPAs em função da carga de perturbação é consistente com a observação de que o poder do disparo inicial da ativação muscular de latência longa de uma resposta postural dimensiona linearmente com amplitude (Diener *et al.*, 1984), velocidade (Diener *et al.*, 1988) e aceleração máximas (Welch e Ting, 2009) de deslocamento da base de suporte.

Diener *et al.* (1984) investigaram o papel das diferentes respostas musculares, de curta, média e longa latência, na recuperação da postura ereta após perturbação causada por rotação da base de suporte. Os resultados mostraram que a ativação muscular esteve linearmente relacionada com a amplitude de deslocamento da plataforma. Em outro estudo, Diener *et al.* (1988) investigaram o papel da informação sensorial na modulação dos padrões de ativação muscular resultantes de perturbações posturais que variavam em função de velocidade, amplitude e duração do deslocamento da base de suporte. Os resultados evidenciaram que a ativação muscular está positivamente relacionada com a velocidade da perturbação. Em geral, aumentando a velocidade de deslocamento da base de suporte resultou no aumento do valor da integral do sinal eletromiográfico. Essa alteração ocorreu para o período correspondente aos primeiros 75 ms, para os músculos gastrocnêmio, isquiotibiais e para-espinais, principais responsáveis pela recuperação do equilíbrio. Welch e Ting (2009) aplicaram uma série de perturbações para testar se variações na aceleração possuem efeitos diferentes e independentes sobre os padrões temporais da ativação muscular, durante a resposta a perturbações externas. Foram analisadas a atividade dos músculos dos membros inferiores e do tronco. As variações na aceleração eram de 0,1 à 0,6 g, todas ocorrendo no eixo sagital e com a mesma amplitude de deslocamento. Os resultados indicaram que a ativação muscular aumentou com o aumento da aceleração. Isto ocorreu para todos os músculos avaliados em ambas as direções de perturbação.

Estudos com plataforma móvel indicam que indivíduos sem lesões neurológicas dimensionam proporcionalmente a magnitude de suas RPAs à magnitude do desequilíbrio induzido (Diener *et al.*, 1988; Horak *et al.*, 1989). Este escalonamento é baseado tanto em características sensoriais diretas, tal como a velocidade inicial da

perturbação, quanto mecanismos antecipatórios, baseados na previsão das características da perturbação, tal como a amplitude de deslocamento estimado. Park *et al.* (2004) avaliaram as RPAs a uma variedade de perturbações aplicadas por meio de uma sequência aleatória de diferentes amplitudes de deslocamentos inesperados da base de suporte, os quais induziam oscilação corporal no sentido anterior. Os autores encontraram que as RPAs foram ajustadas de acordo com a magnitude da perturbação, com as informações via feedback sendo escalonadas gradualmente com o tamanho da perturbação. Além disso, o aumento da magnitude de perturbação induziu uma troca entre as informações via feedback provenientes do tornozelo e do quadril, sugerindo que o sistema de controle postural utiliza uma representação contínua das restrições biomecânicas na geração das RPAs. Kim *et al.* (2009) desenvolveram um modelo de controle via feedback em função da dinâmica do corpo que poderia reproduzir as respostas posturais de jovens, idosos e pacientes com doença de Parkinson. A tarefa consistia na recuperação da postura ereta após uma perturbação causada pela translação da base de apoio. Foram aplicadas sete amplitudes de deslocamento diferentes e foram medidas as forças de reação do solo e a cinemática das principais articulações envolvidas, quadril e tornozelo. Os resultados mostraram que para ambos os grupos houve um escalonamento gradual da informação via feedback em função da amplitude da perturbação. Este resultado implica que o sistema nervoso leva em consideração a dinâmica corporal e ajusta as informações via feedback, buscando acomodar as restrições biomecânicas de cada articulação. Em outro estudo, Kim *et al.* (2012) compararam o efeito de empurrões na região das costas dos participantes com resultados anteriores que utilizaram a translação da base de apoio. Foram aplicadas cinco magnitudes de perturbação diferentes, com cargas que variavam de 2 a 10 kg, aplicadas a partir de um pêndulo que era liberado à uma distância de 1,25 m do tronco do participante. Os resultados mostraram que, assim como na tarefa de translação da base de apoio, pode-se observar um escalonamento das respostas em função da carga que era utilizada no empurrão. Os resultados implicam que o sistema nervoso leva em consideração a dinâmica corporal. Assim, pode selecionar a estratégia que se mostre mais satisfatória à estabilidade postural e à capacidade de produzir torque em cada articulação.

Mais pesquisas têm indicado que respostas musculares a perturbações posturais são ajustadas não apenas em relação à magnitude, mas também em relação à latência de ativação. Lynch *et al.* (1996) testaram a ativação dos músculos fibular

longo, fibular curto e tibial anterior em resposta a movimentos de inversão da articulação do tornozelo em duas velocidades, 50 e 200 graus por segundo. Os resultados mostraram que alterações na velocidade do movimento de inversão causou mudanças significativas na latência de ativação (período entre o início do movimento de inversão e o início da primeira resposta motora) para os músculos fibular longo e fibular curto, com aumento de velocidade desencadeando uma latência de resposta mais curta. Nonnekes *et al.* (2013) examinaram o efeito da magnitude da perturbação postural sobre a latência de ativação dos músculos tibial anterior e reto femoral. A tarefa consistia em recuperar a postura após uma perturbação causada pela translação da base de suporte. Foram aplicadas duas magnitudes de perturbação, resultantes da alteração da aceleração da plataforma móvel. Os resultados mostraram uma diminuição da latência de ativação de ambos os músculos para as condições realizadas com maior aceleração. Esses resultados mencionados acima sugerem que RPAs são adaptadas a partir da magnitude da perturbação.

3.3. Integração entre os músculos gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral e sóleo e os seus padrões de ativação durante respostas posturais automáticas

Sabe-se que durante a manutenção da postura ortostática em resposta a perturbações ou durante deslocamentos voluntários do CM, as estratégias de movimento e padrões de ativação muscular podem ser organizados empregando-se as estratégias de quadril, tornozelo e passo (Nashner e Mccollum, 1985). Nashner e Mccollum (1985) mostraram que o corpo humano em postura ortostática se comporta como um pêndulo invertido na direção anteroposterior. Quando são induzidas perturbações nesta direção, Horak *et al.* (1989) encontraram padrões de ativação muscular em relação à direção da perturbação. Durante a tarefa de recuperação da postura, são observados padrões de movimento articular que envolvem uma combinação destas diferentes estratégias ao mesmo tempo. O entendimento do processo de recuperação da postura através destas estratégias é interessante e útil, por decompor movimentos complexos em estruturas mais simples.

Apresentada a importância da articulação do tornozelo nas respostas posturais durante perturbações do equilíbrio, cabe elucidar os conceitos referentes aos músculos que compõem esta articulação. O principal grupo muscular que atua nesta articulação, gerando torque em respostas a desequilíbrios anteriores do corpo é o

tríceps sural (TS). Ele é formado pelos músculos bi-articulares, gastrocnêmio medial (GM) e gastrocnêmio lateral (GL), e o sóleo (SOL) agindo apenas na articulação do tornozelo. Os músculos do TS são diferentes em muitos pontos de vista: histologia, anatomia, propriedades funcionais das unidades motoras, inserção e ação. Embora os três músculos tenham a mesma inserção distal, o tendão calcâneo, eles possuem diferenças anatômicas e estruturais que levam a alterações nos seus padrões de ativação. Entre essas alterações destaca-se a composição em relação ao tipo de fibra muscular (Edgerton *et al.*, 1975), o alinhamento das fibras (Spector *et al.*, 1980), o comprimento do fascículo (Burkholder *et al.*, 1994) e o ângulo de penação (Kawakami *et al.*, 1998). Em relação ao tipo de fibra muscular, o SOL possui aproximadamente 70% do seu volume total em fibras de contração lenta, enquanto que para GM e GL esse valor é de aproximadamente 50% (Edgerton *et al.*, 1975). Em um estudo cujo objetivo foi descrever a relação entre o ângulo articular e a arquitetura muscular dos músculos do TS, Kawakami *et al.* (1998) mostraram que o GL possui o maior comprimento de fascículo entre os três músculos do TS. Isto significa que o número de sarcômeros em série é maior para esse músculo. Por outro lado, o GM se caracteriza por comprimentos de fascículos curtos e ângulos de fascículos maiores. A consequência dessa característica é que o GM pode empacotar mais fibras em um determinado volume e assim possui maior potencial para gerar força. Spector *et al.* (1980) estudaram parâmetros contráteis dos músculos SOL e GM de gatos adultos. Os resultados mostraram diferenças entre o comprimento das fibras, maior em SOL, massa muscular e ângulo de penação, maiores em GM. As variações nas características geométricas dos músculos SOL e GM estão em consonância com as quantidades relativas de participação desses músculos durante a manutenção da postura, da locomoção ou salto. A postura requer o desenvolvimento de forças baixas por períodos prolongados, para os quais o SOL parece ser mais adequado tanto arquitetural quanto fisiologicamente. O GM, relativamente inativo durante a postura quieta, torna-se responsável por uma maior porcentagem de tensão e velocidade de encurtamento durante a flexão plantar, à medida que aumentam as velocidades da marcha, o que é consistente com a maior capacidade de geração de tensão e velocidade desse músculo. Isto indica uma especialização funcional entre os músculos do TS, específicas às demandas da tarefa (Moritani *et al.*, 1991a; b).

Estudos com movimentos voluntários têm sugerido que o recrutamento neural dos músculos do TS se dá de forma individualizada, pois mesmo sendo sinérgicos do

movimento de flexão plantar, os três músculos apresentam padrões de ativação diferenciados em todas as fases da resposta, desde a pré-ativação muscular, momento anterior à tarefa, até o final do movimento (Moritani *et al.*, 1991a; Kamibayashi e Muro, 2006). A especialização funcional desses três músculos que compõem o TS, então, pode ocorrer devido ao recrutamento neural individualizado, respeitando suas diferenças anatômicas e funcionais, otimizando a resposta de cada músculo de acordo com as características da tarefa. De particular interesse para este trabalho, Nardone *et al.* (1990) estudaram o padrão de ativação dos músculos do TS após perturbações causadas pela rotação ou translação da base de suporte. Os resultados mostraram que em respostas reativas os músculos GM e GL foram mais ativados, enquanto que a atividade do SOL foi baixa e inconsistente. Estes resultados sugerem especialização funcional dos músculos que compõem o TS, com diferenciação entre o controle em postura quieta e em respostas reativas a uma perturbação.

3.4. Impacto da primeira tentativa na estabilidade postural e a adaptação inter-tentativas

A amplitude das respostas posturais diminui gradualmente com a repetição de um estímulo, um fenômeno denominado adaptação ou habituação (Nashner, 1976; Keshner *et al.*, 1987). Rankin *et al.* (2009) definem habituação como “um decréscimo da resposta comportamental resultante da estimulação repetida”. As respostas comportamentais que sofrem o processo de habituação podem incluir qualquer estímulo aferente do sistema nervoso, incluindo desde reflexos simples, como respostas pupilares e transpiração, até contração muscular ou mesmo a atividade do neurônio motor. Estudos com eletromiografia de superfície mostraram que a amplitude da resposta é tipicamente maior quando a perturbação postural é apresentada pela primeira vez (Nashner, 1976; Keshner *et al.*, 1987; Hansen *et al.*, 1988). Esta resposta à primeira tentativa é um fenômeno consistente, já que foi observada sob uma variedade de condições experimentais (Wu, 1998; Chong *et al.*, 1999; Blouin *et al.*, 2003).

A maioria dos estudos têm excluído a primeira tentativa, justamente por ela apresentar uma resposta exagerada e que se diferencia muito da média das tentativas seguintes. Entretanto, esse procedimento pode esconder informações importantes

sobre mecanismos neurofisiológicos associados à primeira perturbação e, consequentemente, sobre quedas inesperadas. Oude Nijhuis *et al.* (2009) estudaram a primeira tentativa de respostas reativas a uma perturbação, buscando elucidar o seu impacto sobre o controle postural e caracterizar o seu componente neurofisiológico. Os participantes foram instruídos a manter o equilíbrio após perturbação causada pela rotação da base de suporte, que ocorriam em seis direções. As perturbações eram aplicadas em blocos de 10 tentativas do mesmo estímulo. Os resultados mostram que, independente da direção, o deslocamento do CM foi 15% maior quando comparado com as 9 tentativas seguintes. Outro resultado de interesse foi maiores amplitudes e menores latências em comparação às demais tentativas para o mesmo bloco. Oude Nijhuis *et al.* (2010) relatam um efeito de reação à primeira tentativa em um estudo que comparou perturbações posturais e as reações de susto causadas por estímulos sonoros. Estes achados mostram que as reações em relação à primeira tentativa estão associadas com um aumento significativo da instabilidade postural, especialmente devido ao aumento na amplitude das respostas. Os autores acreditam que a maior instabilidade nas primeiras tentativas ocorra devido a uma falha para combinar de forma efetiva sinais sensoriais proprioceptivos e do aparelho vestibular. Nanhoe-Mahabier *et al.* (2012) estudaram respostas posturais com foco nas reações à primeira tentativa e na subsequente taxa de habituação. Oito pacientes com doença de Parkinson foram comparados com oito participantes que não apresentavam a doença em uma tarefa de recuperação do equilíbrio após rotação da base de suporte. O grupo controle apresentou resposta exagerada para a primeira tentativa, o que está associado a um grande deslocamento do CM. Entretanto, na segunda tentativa os resultados mostram uma queda drástica no valor desta variável, caracterizando habituação à tarefa. Além disso, os resultados mostraram que não há diferença estatística entre o deslocamento do CM na segunda tentativa quando comparado com a média das quatro últimas.

O controle do equilíbrio deve ser rapidamente modificado para proporcionar estabilidade frente aos desafios ambientais. Embora as mudanças no equilíbrio reativo em relação às perturbações repetidas tenham sido observadas anteriormente, apenas os ajustes posturais antecipatórios, que precedem os movimentos voluntários, foram estudados na adaptação motora. A partir disso, Welch e Ting (2014) examinaram se ocorre adaptação em uma tarefa de controle do equilíbrio tanto nos componentes antecipatórios quanto nos reativos, em resposta a perturbações externas. A hipótese

dos autores é que ocorre adaptação na tarefa de controle do equilíbrio durante respostas a perturbações externas devido a mudanças centrais no controle, tanto nas respostas antecipatórias quanto nas reativas. O paradigma de adaptação desse estudo consistiu inicialmente em uma série de tentativas idênticas geradas a partir de translação anterior da base de suporte, seguida de uma série de tentativas em que a perturbação se iniciava com uma translação anterior e 100 ms após o início do movimento ocorria uma reversão da plataforma. Por fim, foi aplicada uma série *washout*, idêntica à primeira série. O desempenho foi avaliado pelo pico de deslocamento e velocidade do CM, e mostrou alterações adaptativas em virtude de tentativas repetitivas, com grandes deslocamentos nas tentativas iniciais e estas diminuindo ao longo da série de tentativas. Estes resultados sugerem que a magnitude do erro experimentado na resposta à perturbação anterior é utilizada para modular a sensibilidade da resposta sensório-motora nas tentativas subsequentes.

O córtex pode influenciar as respostas reativas posturais via dois circuitos principais, um incluindo o cerebelo e outro incluindo os núcleos da base. O cerebelo recebe informações sensoriais da medula espinhal, informações motoras do córtex encefálico e informações sobre equilíbrio postural dos órgãos vestibulares. As conexões com estruturas medulares e corticais permitem que o cerebelo compare constantemente o movimento executado com o intencionado, fazendo ajustes durante os movimentos para que estejam sintonizados e coordenados de acordo com o objetivo final da tarefa. O circuito córtico-cerebelar é responsável em adaptar respostas posturais baseadas em experiência prévia e no conhecimento de resultados (Thach e Bastian, 2004). O cerebelo permite que a resposta postural seja proporcional à magnitude da perturbação postural não somente da condição atual, mas de acordo com a experiência prévia. Quando submetidos a repetidas perturbações da base de suporte, diferentemente de indivíduos saudáveis, pacientes com lesão cerebelar não conseguem ajustar as respostas posturais de acordo com a amplitude de deslocamento prévio. Porém, sua capacidade de usar feedback somatossensorial para ajustar respostas posturais à velocidade de perturbação está intacta (Horak e Diener, 1994; Timmann e Horak, 1997). A partir destes achados, infere-se que o cerebelo está envolvido na modulação via feedforward das respostas posturais de acordo com a experiência prévia.

4. Experimento 1¹

4.1. Objetivos

Na presente investigação, o objetivo é avaliar o efeito do ângulo de orientação dos pés no solo sobre respostas posturais automáticas a distintas magnitudes de perturbação.

4.2. Hipóteses

As hipóteses formuladas para este estudo são as seguintes: respostas posturais automáticas são (1) afetadas pelo ângulo de orientação dos pés sobre o solo, e (2) moduladas de acordo com a magnitude da perturbação.

4.3. Materiais e métodos

4.3.1. Participantes

Participaram deste experimento 24 indivíduos adultos jovens, sendo que dois deles foram excluídos por não conseguirem responder à perturbação mantendo os pés no lugar. Os 22 participantes que completaram o experimento possuem idade entre 18 e 37 anos ($M = 23,27$; $DP = 5,01$), sendo 12 homens e 10 mulheres. Os participantes declararam não apresentar disfunção neuromuscular ou cognitiva que comprometesse o equilíbrio, ou consumo de medicamentos que pudesse interferir na atenção ou equilíbrio. Os participantes foram recrutados na Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido sobre a pesquisa para ingressar no estudo, em conformidade com os procedimentos aprovados por comitê de ética local.

4.3.2. Tarefas e equipamentos

¹ Os resultados deste experimento foram publicados em Azzi *et al.* (2017).

A tarefa experimental consistiu na recuperação da postura ereta estável, após perturbação causada por liberação de carga. Inicialmente, os participantes permaneciam em pé com os braços cruzados à frente do peito sobre uma plataforma de força (AMTI OR6-6). Para perturbar a postura ereta, os participantes vestiam um colete com dispositivo eletromagnético na região lombossacral da face posterior. O sistema eletromagnético era acoplado a um cabo de aço, o qual atravessa uma roldana presa a um suporte com altura regulável. Na extremidade do cabo era adicionada uma carga correspondente a uma porcentagem da massa corporal, que tracionava o tronco do participante para trás (Figura 1). A carga era liberada remotamente pelo experimentador, por meio de dispositivo eletromagnético, de forma imprevisível para o participante. A liberação da carga provocava uma oscilação corporal rápida no sentido anterior. Este sistema de perturbação foi construído no Laboratório Sistemas Motores Humanos, Universidade de São Paulo. Durante a execução da tarefa, os participantes mantinham os olhos fixados em um ponto de 10 cm de diâmetro exibido em um monitor posicionado na altura dos olhos a 2 m de distância.

Para análise cinemática, foram utilizados marcadores refletivos esféricos de 1 cm de diâmetro. Os marcadores eram rastreados por meio de um sistema optoeletrônico (Vicon Nexus) de seis câmeras. A ativação dos músculos gastrocnêmio medial (GM), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SOL) foi mensurada do lado direito do corpo por meio de eletrodos de superfície sem fio, composto por 4 contatos de prata de 5x1 mm (Delsys Trigno Wireless System).

Figura 1 – Representação esquemática da tarefa experimental, com o participante posicionado sobre a plataforma de força durante a aplicação da carga no momento anterior à liberação de carga. Os pontos pretos indicam o posicionamento dos marcadores reflexivos.

4.3.3 Delineamento experimental

Os participantes foram testados em oito condições experimentais, resultantes da combinação de carga e orientação dos pés. Foram comparadas duas magnitudes de perturbação, 5% versus 10% do peso corporal do participante. O efeito de orientação dos pés sobre as respostas posturais foi avaliado em quatro condições: posição preferida pelo participante para permanecer em postura ereta, e pés orientados em paralelo (0°), a 15° e a 30° , para cada pé em relação ao eixo sagital. A borda interior do pé foi utilizada para medir o ângulo de orientação. A distância entre os calcanhares foi mantida em 5 cm para todas as tentativas. As sequências de orientações dos pés e cargas foram contrabalanceadas entre os participantes. Foram realizadas 3 tentativas para cada condição experimental, totalizando 24 tentativas.

4.3.4. Procedimentos

Inicialmente, o participante se posicionava sobre a plataforma e era solicitado a assumir a orientação preferida para os pés. Em seguida, era realizada a preparação do indivíduo com fixação de eletrodos e marcadores articulares, além da colocação do colete que sustentava a carga para a perturbação. A pele da região analisada era raspada para retirada de pelos, esfoliada e limpa anteriormente à fixação dos eletrodos. Os eletrodos eram fixados segundo o posicionamento sugerido pelo projeto *Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) (Hermens *et al.*, 2000). Os marcadores cinemáticos eram posicionados do lado esquerdo do corpo do participante nos seguintes pontos anatômicos: sobre a articulação metatarsfalangeal do quinto dedo, maléolo lateral, região lateral sobre o eixo de rotação do joelho, trocanter maior e na região próxima ao eixo de rotação do ombro. Então, as seguintes instruções eram dadas: “Mantenha-se ereto, com seus braços cruzados a frente do corpo e olhe para o ponto que está à sua frente. A carga será acoplada ao colete, nós não te informaremos para ficar pronto. Desta forma, você não saberá o momento exato da perturbação. Por favor, continue olhando para o ponto à sua frente e tente evitar qualquer movimento. Tente não dar um passo durante a perturbação”. A correta orientação dos pés era marcada com uma fita adesiva na plataforma de força, como referência para o participante. O período de descanso entre as condições experimentais era de 1 min.; após a realização de metade das tentativas um período maior de descanso de 2 min. era oferecido, em que os participantes permaneciam sentados. As tentativas em que o participante movia um dos pés em reposta à liberação de carga eram descartadas e imediatamente refeitas.

Os sinais eletromiográficos foram amostrados a uma frequência de 2000 Hz, amplificados a um ganho de 1000 e filtrados com passa-banda de 20 a 400 Hz. A posição do centro de pressão (CP) e os dados cinemáticos foram amostrados a uma frequência de 200 Hz e filtrados com filtro Butterworth passa-baixa de 10 Hz. A determinação do centro de massa (CM) no plano sagital foi realizada a partir dos marcadores cinemáticos e do modelo antropométrico proposto por Winter (1991), assumindo simetria interlateral de deslocamentos dos pontos anatômicos. O processamento dos dados foi realizado por meio do software Matlab (MathWorks).

4.3.5. Coleta de dados

O marco de início da coleta foi o momento de liberação da carga. Para esta tarefa, as seguintes variáveis foram analisadas:

- (1) Amplitudes de deslocamento anterior de CP e CM, dado pela diferença entre o valor de pico de deslocamento anterior de CP e CM após a perturbação e a média das respectivas posições no eixo anteroposterior nos 200 ms prévios a perturbação. O deslocamento do CP foi normalizado pelo comprimento da base de suporte (sentido anteroposterior), dado pela razão entre o comprimento do CP (L_{CoP}) e o comprimento da base de suporte (L_{bs}) (Figura 2).
- (2) Velocidade máxima de CP e CM, dada pelo respectivo valor instantâneo máximo.
- (3) Amplitude de rotação das articulações do tornozelo e do quadril, dadas pelas diferenças entre os valores angulares de pico anterior das articulações após a perturbação e as respectivas médias de posição angular nos 200 ms prévios à perturbação.

Figura 2 – Representação esquemática do comprimento do deslocamento anterior do CP após a liberação da carga (L_{CoP}) em relação ao comprimento da base de suporte no sentido anterior (L_{bs}), e a referência da medida do ângulo de orientação dos pés.

A ativação dos músculos GM, GL e SOL foi avaliada para as seguintes variáveis:

- (1) latência de ativação muscular, definida como o atraso da primeira ativação sustentada (>25 ms) do músculo GM, acima de 2 desvios-padrão da atividade basal (quantificada como a média dos primeiros 200 ms antes de liberar a carga);
- (2) magnitude de ativação muscular (Figura 3), definida como a integral do sinal eletromiográfico (iEMG), para três intervalos temporais: (a) durante os 500 ms prévios à liberação da carga, (b) 150 ms após o início da ativação muscular e (c) 150 a 300 ms após o início da ativação muscular;
- (3) taxa de ativação muscular, definida pela tangente do sinal eletromiográfico sobre o intervalo de tempo de 100 ms, a partir do início da ativação muscular.

Os dados eletromiográficos foram normalizados pelo valor máximo individual dentre todas as condições experimentais.

Figura 3 – Curva representativa da ativação muscular do GM com os pés orientados em paralelo com carga de 10%, destacando os três intervalos analisados, 500 ms prévios a perturbação (verde), 150 ms após o início da ativação muscular (vermelho) e de 150 a 300 ms (azul). A linha tracejada representa o momento da liberação da carga.

4.3.6. Análise estatística

Foram verificadas as exigências para análise paramétrica, normalidade e homocedasticidade, por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. As variáveis cinéticas e cinemáticas foram analisadas por meio de ANOVA de 2 fatores, 2 (carga: 5% x 10%) x 4 (orientação dos pés: preferida x paralelos x 15° x 30°), com medidas repetidas para ambos os fatores. As variáveis eletromiográficas foram analisadas por meio de ANOVA de 3 fatores, 3 (músculo: GM x GL x SOL) x 2 (carga: 5% x 10%) x 4 (orientação dos pés: preferida x paralelos x 15° x 30°) com medidas repetidas nos dois

últimos fatores. O nível de significância foi estabelecido em 5%, acompanhados pelos respectivos valores de tamanho do efeito, dado por η_p^2 parcial quadrático (η_p^2). Comparações post hoc foram realizadas por meio da prova de Newman-Keuls. As análises foram feitas usando-se o programa Statistica (StatSoft, Inc.). Somente os resultados significantes ($p \leq 0,05$) serão reportados (veja ANEXO 1 para resultados completos das ANOVAs deste experimento).

4.4. Resultados

4.4.1 Cinética e cinemática

A média do ângulo de orientação dos pés na posição preferida entre os participantes foi de $10,46^\circ$ ($DP = 2,02$). A carga de 10% levou ao passo em 15 tentativas entre os participantes. Na Figura 4 são mostradas curvas representativas do deslocamento do CM (a) e CP (b), da excursão do tornozelo (c) e do quadril (d) após a liberação da carga (linha vertical tracejada), comparando-se os ângulos de orientação extremos (paralelos $[0^\circ]$ versus 30°) para cada uma das cargas (5% versus 10%).

Figura 4 – Curvas representativas do deslocamento do CM (a, cm) e CP (b, cm), da rotação de tornozelo (c, graus) e quadril (d, graus) comparando a posição dos pés em paralelo (0°, vermelho) com pés orientados em 30° (preto) para as condições de carga alta (contínua) e de carga baixa (tracejada); o instante da liberação da carga está indicado pela linha vertical pontilhada.

A análise do deslocamento anterior do CP (Figura 5a) indicou efeitos principais significantes de carga, $F(1, 21) = 365,83$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,94$, e orientação, $F(3, 63) = 33,49$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,61$. O efeito de carga foi devido a maiores valores para a carga 10% ($M = 0,69$, $EP = 0,01$) em comparação à carga 5% ($M = 0,45$, $EP = 0,01$). Comparações post hoc para o efeito de orientação indicaram que os pés orientados a 30° ($M = 0,61$, $EP = 0,03$) induziram valores significativamente maiores que todas as outras condições: 15° ($M = 0,56$, $EP = 0,03$), 0° ($M = 0,55$, $EP = 0,03$) e preferida ($M = 0,55$, $EP = 0,03$). A análise da velocidade máxima de deslocamento do CP (Figura 5b) mostrou efeito principal significativo de carga, $F(1, 21) = 286,18$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,93$, devido a maiores valores para a carga 10% ($M = 17,60$ cm/s, $EP = 0,52$) em comparação à carga 5% ($M = 10,21$ cm/s, $EP = 0,49$). A análise do deslocamento

anterior do CM (Figura 5c) indicou efeito principal significativa de carga, $F(1, 20)^2 = 46,93$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,70$. O efeito foi devido ao fato de a carga 10% ($M = 3,53$ cm, $EP = 0,29$) ter induzido valores maiores em comparação à carga 5% ($M = 2,12$ cm, $EP = 0,23$). A análise da velocidade máxima de deslocamento do CM (Figura 5d) mostrou efeito principal significativa de carga, $F(1, 20)^2 = 223,10$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,92$, devido a maiores valores para a carga 10% ($M = 13,45$ cm/s, $EP = 0,53$) em comparação à carga 5% ($M = 8,03$ cm/s, $EP = 0,43$).

Figura 5 – Médias (erro-padrão indicado por barras verticais) da amplitude de deslocamento (norm, a) e velocidade máxima (cm/s, b) de CP, e amplitude de deslocamento (cm, c) e velocidade máxima (cm/s, d) de CM em função da magnitude da perturbação (5% versus 10%) e da orientação dos pés (0° a 30°); o efeito principal significativa de orientação dos pés é indicado por asterisco, enquanto que o efeito principal significativa de carga não está sinalizado.

² Uma falha na captura do dado cinemático do marcador do tornozelo de um participante levou a diminuição dos graus de liberdade nas análises relacionadas.

Em relação à articulação do tornozelo (Figura 6a), a análise dos valores da rotação apontou efeitos principais significantes de carga, $F(1, 20)^2 = 49,22$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,71$, e orientação, $F(3, 60)^2 = 6,47$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,24$, e interação significativa entre os dois fatores, $F(3, 60)^2 = 6,63$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,25$. O efeito de carga foi devido a maiores deslocamentos com a carga 10% ($M = 9,97^\circ$, $EP = 1,26$) em comparação à carga 5% ($M = 2,94^\circ$, $EP = 0,38$). Análises post hoc para o efeito principal de orientação indicaram maior deslocamento na orientação dos pés a 30° ($M = 7,56^\circ$, $EP = 1,40$) em comparação a todas as outras condições: preferida ($M = 5,83^\circ$, $EP = 1,07$), paralelo ($M = 6,07^\circ$, $EP = 1,06$) e 15° ($M = 6,31^\circ$, $EP = 1,11$). A decomposição da interação indicou que para a carga 10% a orientação 30° induziu maior deslocamento articular em comparação a todas as outras orientações dos pés, sem diferenças nas demais comparações para esta carga; para a carga de 5% não foram encontradas diferenças significantes entre as orientações dos pés.

A análise dos valores da rotação do quadril (Figura 6b) apontou efeitos principais significantes de carga, $F(1, 21) = 42,89$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,67$, e orientação, $F(3, 63) = 7,29$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,26$, e interação significativa entre os dois fatores, $F(3, 63) = 6,25$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,23$. O efeito de carga foi devido a maiores valores obtidos nas tentativas realizadas com carga 10% ($M = 6,53^\circ$, $EP = 0,95$) em comparação à carga 5% ($M = 2,16^\circ$, $EP = 0,30$). Comparações post hoc para o efeito principal de orientação indicaram valores maiores para 30° ($M = 5,29^\circ$, $EP = 1,13$) em comparação à todas as outras orientações: preferida ($M = 4,04^\circ$, $EP = 0,69$), paralelo ($M = 3,95^\circ$, $EP = 0,61$) e 15° ($M = 4,15^\circ$, $EP = 0,81$). A decomposição da interação indicou que para a carga 10% a orientação 30° induziu maior deslocamento articular em comparação a todas as outras orientações dos pés, sem diferenças nas demais comparações para esta carga; para a carga de 5% não foram encontradas diferenças significantes entre as orientações dos pés.

Figura 6 – Médias (erro-padrão indicado por barras verticais) da rotação do tornozelo (graus, a) e quadril (graus, b) em função da magnitude da perturbação (5% versus 10%) e da orientação dos pés (0° a 30°); a interação entre os fatores principais carga e orientação é indicada pelo asterisco.

4.4.2. Eletromiografia

Os resultados da magnitude de ativação para o período de 500 ms anterior à liberação da carga (Figura 7), indicaram efeito principal significativo de músculo, $F(2, 42) = 12,53$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,37$, e carga, $F(1, 21) = 6,25$, $p < 0,030$, $\eta_p^2 = 0,22$. Comparações post hoc para o efeito de músculo indicaram que todas as comparações entre os três músculos atingiram significância, com valores mais altos para SOL ($M = 14,51$, $EP = 2,07$), seguido por GL ($M = 11,79$, $EP = 1,68$) e GM ($M = 9,07$, $EP = 1,36$). O efeito de carga foi devido a valores mais altos para a carga 10% ($M = 12,91$, $EP = 1,89$) em comparação a carga 5% ($M = 10,71$, $EP = 1,65$).

Figura 7 – Médias (erro-padrão indicado por barras verticais) da magnitude de ativação muscular (integral de EMG) nos 500 ms prévios à liberação da carga para os músculos GM (preto), GL (branco) e SOL (cinza) em função da magnitude da perturbação (5% versus 10%) e da orientação dos pés (0° a 30°).

Na Figura 8 é mostrada a curva representativa da ativação muscular dos músculos GM (a), GL (b) e SOL (c) comparando a posição dos pés em paralelo (0°) com pés orientados em 30° para as condições de carga alta e de carga baixa. As análises da latência de ativação muscular (Figura 9a) mostraram efeitos principais significantes dos fatores músculo, $F(2, 42) = 19,06$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,47$, carga, $F(1, 21) = 191,96$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,90$, e orientação, $F(3, 63) = 3,26$, $p < 0,030$, $\eta_p^2 = 0,13$. Comparações post hoc para o efeito de músculo indicaram latências de ativação mais curtas para GM ($M = 108,16$ ms, $EP = 9,84$) em comparação ao GL ($M = 115,44$ ms, $EP = 10,14$) e SOL ($M = 117,72$ ms, $EP = 10,01$), sendo que os dois últimos não diferiram entre si. O efeito de carga foi devido a latências de ativação mais curtas para a carga 10% ($M = 96,41$ ms, $EP = 9,09$) em comparação com a carga 5% ($M = 131,01$ ms, $EP = 9,56$). Comparações post hoc indicaram que pés orientados a 15° ($M = 109,23$ ms, $EP = 10,35$) induziram respostas musculares com menor latência em comparação à orientação de 30° ($M = 117,32$ ms, $EP = 9,43$).

Figura 8 – Curvas representativas da magnitude de ativação dos músculos GM (a), GL (b) e SOL (c), comparando-se a posição dos pés em paralelo (0°, vermelho) com pés orientados em 30° (preto) para as condições de carga alta (contínua) e de carga baixa (tracejada); o instante da liberação da carga está indicado pela linha vertical pontilhada.

Os resultados da magnitude de ativação muscular durante os primeiros 150 ms após o início da ativação muscular (Figura 9b) indicaram efeito principal significativo

de músculo, $F(2, 42) = 23,72$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,53$, carga, $F(1, 21) = 118,86$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,84$, e orientação, $F(3, 63) = 6,26$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,23$. Comparações post hoc para o efeito de músculo indicaram valores mais altos para o músculo GM ($M = 9,85$, $EP = 1,22$) em comparação aos músculos GL ($M = 5,79$, $EP = 0,72$) e SOL ($M = 5,94$, $EP = 0,73$), sendo que os dois últimos não diferiram entre si. O efeito de carga foi devido a valores mais altos para a carga 10% ($M = 9,21$, $EP = 1,01$) em comparação à carga 5% ($M = 5,20$, $EP = 0,80$). Comparações post hoc indicaram que pés orientados a 30° ($M = 7,69$, $EP = 0,98$) induziram valores mais altos do que orientados a 15° ($M = 7,15$, $EP = 1,06$), 0° ($M = 6,61$, $EP = 1,00$) e posição preferida ($M = 6,76$, $EP = 0,93$), sendo que as três últimas não diferiram entre si.

Para o intervalo entre 150 ms e 300 ms após o início da ativação muscular (Figura 9c), as análises mostraram efeito principal significativo dos fatores músculo, $F(2, 42) = 14,44$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,40$, carga, $F(1, 21) = 65,38$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,75$, orientação, $F(3, 63) = 11,30$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,35$, além de interação entre os fatores carga e orientação, $F(3, 63) = 6,04$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,22$. Comparações post hoc para o efeito de músculo indicaram valores mais altos para o GM ($M = 5,18$, $EP = 0,85$) em comparação ao GL ($M = 3,35$, $EP = 0,62$) e SOL ($M = 3,64$, $EP = 0,64$), sendo que os dois últimos não diferiram entre si. A decomposição da interação carga x orientação mostrou que para as tentativas com carga 10%, os pés orientados a 30° levaram à maior ativação muscular em comparação às demais orientações, não tendo sido encontradas diferenças significantes entre as orientações dos pés para as tentativas realizadas com carga 5%; fixando-se a orientação dos pés, todas as comparações entre as cargas de 5% e 10% foram significantes.

As médias da taxa de ativação muscular (Figura 9d) indicaram efeitos principais significantes dos fatores músculo, $F(2, 42) = 23,95$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,53$, carga, $F(1, 21) = 112,27$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,84$, e orientação, $F(3, 63) = 4,21$, $p < 0,009$, $\eta_p^2 = 0,16$. Comparações post hoc para o efeito de músculo indicaram valores mais altos para GM ($M = 2,16^\circ$, $EP = 0,27$) em comparação a GL ($M = 1,28^\circ$, $EP = 0,15$) e SOL ($M = 1,33^\circ$, $EP = 0,16$), sendo que os dois últimos não diferiram entre si. O efeito principal de carga foi devido a valores mais altos para a carga 10% ($M = 2,01^\circ$, $EP = 0,23$) em comparação à carga 5% ($M = 1,17^\circ$, $EP = 0,17$). Comparações post hoc indicaram que os pés orientados a 30° ($M = 1,67^\circ$, $EP = 0,21$) induziram valores mais altos em comparação aos pés paralelos ($M = 1,50^\circ$, $EP = 0,23$).

Figura 9 – Médias (erro-padrão indicado pelas barras verticais) de latência (ms, a), de magnitude nos 150 ms após o início da ativação muscular (b) e no intervalo entre 150 e 300 ms após o início da ativação muscular (c), e da taxa de ativação (°, d) para os músculos GM (preto), GL (branco) e SOL (cinza) em função da magnitude da perturbação (5% versus 10%) e da orientação dos pés (0° a 30°); o asterisco indica interação entre os fatores principais orientação dos pés e carga.

4.5. Discussão

4.5.1 Cinética e cinemática

Neste experimento nós avaliamos o efeito do ângulo de orientação dos pés nas RPAs geradas a partir de perturbações mecânicas de diferentes magnitudes. Os resultados mostraram que as RPAs foram sensíveis à magnitude da carga nas variáveis analisadas. A perturbação de alta magnitude levou a um aumento na amplitude de deslocamento do CM, o que está associado com uma maior amplitude e velocidade de deslocamento do CP. Tal resultado indica que a modulação das RPAs não acontece apenas em relação aos valores máximos, mas também em relação à taxa de forças que são aplicadas no solo para evitar a perda de estabilidade. Nossos resultados revelaram que as RPAs para diferentes magnitudes de perturbação foram distribuídas similarmente entre as articulações do quadril e do tornozelo. A partir de resultados anteriores, poder-se-ia esperar que magnitudes de perturbação mais altas fossem compensadas principalmente na articulação do quadril, uma vez que esta tem sido a principal estratégia postural compensatória utilizada para responder a perturbações mais desafiadoras (Horak e Nashner, 1986; Park *et al.*, 2004; Kim *et al.*, 2009; Kim *et al.*, 2012). Entretanto, a perturbação causada por liberação de carga induziu rápida oscilação do corpo no sentido anterior, impondo como um dos principais componentes da resposta a contração dos músculos responsáveis pela flexão plantar, com o objetivo de evitar tal deslocamento. Esta diferença deve ser levada em consideração na comparação com estudos onde as perturbações ocorrem a partir da translação da base de suporte (cf. Kim *et al.*, 2012).

Os resultados mostraram que RPAs são moduladas no ângulo extremo de orientação dos pés. Como esperado, nossos resultados revelaram que os pés orientados a 30° induziram maior oscilação do CP em comparação a outras orientações dos pés para ambas as magnitudes de perturbação. Curiosamente, as análises dos movimentos articulares mostraram que enquanto a perturbação de baixa magnitude levou a respostas similares para quadril e tornozelo ao longo das diferentes angulações dos pés, a carga alta levou ao aumento da amplitude de rotação em ambas as articulações para os pés orientados a 30°. Esse aumento na excursão das articulações, particularmente em orientações extremas, parece ser uma estratégia postural empregada para compensar a redução na capacidade de aplicar forças no

solo. Estes resultados sugerem que o sistema de controle postural ajusta as características da resposta levando em consideração restrições biomecânicas. Fica evidente também que o sistema de controle postural estima a gravidade da perturbação em relação à orientação dos pés e gera RPAs adaptáveis e adequadas para recuperar o equilíbrio corporal, levando em consideração a condição de manter os pés imóveis sobre o solo. De relevância prática, a análise não mostrou diferenças significativas entre os pés nas posições em paralelo e ângulos moderados, incluindo a angulação considerada como a mais confortável pelo participante. Esta descoberta indica que pequenas variações interindividuais da orientação dos pés, deixando o participante adotar o seu posicionamento preferido, como frequentemente é utilizado em investigações experimentais (por exemplo Maki e Ostrovski, 1993; Silva *et al.*, 2015), não levam a variações nas RPAs para perturbações que induzem oscilação anterior do corpo. Na busca pelo desenvolvimento de uma padronização do posicionamento dos pés em avaliações científicas e clínicas da postura perturbada, nossos resultados indicaram que a orientação dos pés entre zero e 15° levou a RPAs similares, enquanto que ângulos maiores podem levar a respostas distintas em diversas variáveis indicativas de recuperação do equilíbrio.

4.5.2 Eletromiografia

Analizando as manifestações musculares, nossos resultados mostraram que todas as variáveis foram moduláveis em relação à magnitude da carga. Constatamos que perturbações de alta magnitude foram compensadas por maior ativação muscular na fase de sustentação da postura quieta pré-perturbação. Na fase de geração das RPAs, após a liberação da carga, foram observadas diminuição de latência de ativação muscular, maior taxa de ganho e maior ativação quando comparadas com respostas à perturbação de baixa magnitude. Estes resultados são consistentes com achados anteriores que indicaram modulação em magnitude (Diener *et al.*, 1984; Diener *et al.*, 1988; Welch e Ting, 2009) e tempo (Lynch *et al.*, 1996; Nonnekes *et al.*, 2013) de ativação muscular em resposta a diferentes magnitudes de perturbação do equilíbrio. Considerando que as perturbações em nosso experimento foram aplicadas em bloco, caracterizando efeitos previsíveis na estabilidade postural, uma possível interpretação é que latência e magnitude de ativação muscular foram moduladas por meio de mecanismos via feedforward, mediados pelo *central set* (Jacobs e Horak,

2007). Assim, a aferência sensorial sinalizada pelo movimento anterior do corpo pode ter desencadeado respostas posturais pré-definidas, atendendo aos requisitos específicos de cada magnitude de perturbação (cf. Jacobs *et al.*, 2008; Mochizuki *et al.*, 2010). De maneira alternativa, a modulação poderia ser esperada a partir de controle via feedback ótimo, que propõe respostas diferenciadas de acordo com os requisitos da tarefa em interação com informação de feedback (Crevecoeur *et al.*, 2013; Kurtzer *et al.*, 2014).

Em relação ao padrão de ativação, nossos resultados mostraram que os músculos GM, GL e SOL desempenham papéis diferentes em cada fase de resposta. Na fase pré-perturbação, o músculo SOL apresentou um papel de destaque, indicado por maior ativação em comparação com os músculos GM e GL. Este resultado confirma a maior participação do SOL na tarefa de manutenção da postura. A participação destacada do músculo SOL na manutenção da postura ereta quieta tem sido explicada como sendo decorrente de características geométricas e fisiológicas desse músculo (Spector *et al.*, 1980; Moritani *et al.*, 1991a). A postura ereta requer o desenvolvimento de forças de baixa magnitude por longos períodos de tempo. Assim, o alinhamento predominantemente em paralelo das fibras do músculo SOL, permitindo uma transmissão de força mais direta ao tendão desse músculo, parece ser o desenho mais econômico durante a manutenção da postura ereta. Além disso, o músculo SOL apresenta predominância de fibras de contração lenta (tipo I), sendo mais adequado a tarefas posturais. Na fase de geração da RPA após a liberação da carga, destaca-se a maior ativação do músculo GM levando ao reestabelecimento do equilíbrio postural. Tal resultado suporta a expectativa de papel mais destacado desempenhado pelo músculo GM em tarefas de recuperação do equilíbrio. O conceito de que o papel principal na recuperação do equilíbrio é exercido pelo GM, é também sugerido por Nardone *et al.* (1990). Estes autores sugerem que a maior atividade do GM em comparação ao SOL é devida à predominância de informação aferente advinda de fibras de contração rápida (tipo II), tanto provenientes dos fusos musculares quanto de receptores articulares. Estudos anteriores que avaliaram o padrão de ativação das unidades motoras desses músculos indicaram que o SOL está continuamente ativo durante a postura ereta, enquanto que o GM tende a ser mais intermitentemente ativo (Mochizuki *et al.*, 2006; Vieira *et al.*, 2012). Tais características levaram à sugestão de que a atividade contínua do SOL produz um torque que neutraliza as forças que agem durante a postura ereta, especialmente as forças gravitacionais, enquanto que a

atividade intermitente do GM gera um torque para estabilizar o corpo em situações dinâmicas (Woollacott *et al.*, 1984). Assim, nossos resultados indicam uma especialização funcional do GM para responder a perturbações inesperadas, que geram uma oscilação anterior do corpo.

Nossos resultados também mostraram que os pés orientados em 30° levaram a respostas musculares mais fortes em comparação às demais orientações dos pés. Este resultado ocorreu nos primeiros 150 ms após o início da ativação para ambas as cargas, e no intervalo entre 150 e 300 ms somente para a carga mais alta. Este aumento na ativação muscular com os pés orientados a 30° sugere que as respostas musculares são sensíveis a restrições biomecânicas. Henry *et al.* (2001) mostraram que alterações na largura da base de suporte alterou a magnitude de respostas musculares. Foi observado que a ativação muscular diminuiu nas condições em que se utilizou uma base de suporte mais larga, indicando que menor ativação muscular é suficiente para manter a estabilidade com bases de suporte mais estáveis. Uma base de suporte mais larga indica uma situação mais segura, uma vez que aumentamos os limites de estabilidade. Por outro lado, com o aumento do ângulo de orientação dos pés diminuimos os limites de estabilidade da base de suporte e afetamos a capacidade da articulação do tornozelo de exercer força sobre o solo, sendo necessário aumentar a magnitude ativação para manter o equilíbrio.

4.6. Conclusões

Os resultados deste experimento sugerem que o ângulo de orientação dos pés afeta a recuperação do equilíbrio apenas em magnitudes extremas. A intensidade e a latência da resposta postural são moduladas pela magnitude da perturbação. Além disso, os resultados também indicam uma especialização funcional do músculo GM para responder a perturbações inesperadas que levam a oscilação do corpo no sentido anteroposterior.

5. Experimento 2

5.1 Objetivo

Este experimento teve como objetivo avaliar o efeito de perturbações posturais prévias sobre respostas posturais automáticas em condições em que a perturbação atual é (1) igual ou (2) diferente das cargas prévias de perturbação.

5.2 Hipóteses

A hipótese formulada para este experimento é de que perturbações posturais prévias afetam a geração de respostas posturais automáticas tanto em condições em que a perturbação atual é igual quanto diferente das anteriores.

5.3 Materiais e métodos

5.3.1 Participantes

Participaram deste experimento 27 estudantes universitários fisicamente ativos, sendo que 9 deles foram excluídos por não conseguirem responder à perturbação mantendo os pés no lugar. Os 18 participantes que completaram o experimento possuíam idades entre 18 e 35 anos ($M = 22,72$; $DP = 4,97$), sendo 12 homens e 6 mulheres. Os participantes declararam não apresentar disfunção neuromuscular ou cognitiva que comprometesse o equilíbrio, ou consumo de medicamentos que pudessem interferir na atenção ou equilíbrio. Os participantes foram recrutados na Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. Eles assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido sobre a pesquisa para ingressar no estudo, em conformidade com os procedimentos aprovados pelo comitê de ética local.

5.3.2 Tarefas e equipamentos

A tarefa experimental e os equipamentos foram os mesmos utilizados no Experimento 1 (Figura 1). Para a análise de ativação muscular, foram utilizados apenas registros do músculo GM.

5.3.3. Delineamento experimental e procedimentos

Foram aplicados 3 blocos de perturbações repetitivas, com cargas que correspondiam a 6%, 8% e 10% do peso corporal do participante. O experimento foi realizado por meio da comparação de dois grupos, cada um deles com sequência única entre os blocos de cargas. No grupo denominado Decrescente ($n = 9$), a ordem de aplicação das cargas era iniciada com a carga mais alta e finalizada com a carga mais baixa. No grupo denominado Crescente ($n = 9$), a ordem de aplicação das cargas era invertida, sendo iniciada com a carga mais baixa e finalizada com a carga mais alta. A distância entre os calcanhares era mantida em 5 cm para todas as tentativas e o ângulo de orientação dos pés era selecionado pelo participante, não ultrapassando 15°. Foram realizadas 8 tentativas consecutivas para cada carga de perturbação, totalizando 24 tentativas.

5.3.4. Variáveis

As variáveis analisadas foram as mesmas utilizadas no Experimento 1 (ver descrição em Pág. 7).

5.3.5. Análise estatística

Foram verificadas as exigências para análise paramétrica, normalidade e homocedasticidade, por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. As variáveis dependentes foram analisadas por meio de ANOVA de 3 fatores, 2 (grupo: Decrescente x Crescente) x 3 (carga: 6% x 8% x 10%) x 3 (tentativa: 1ª x 2ª x 8ª), com medidas repetidas para os dois últimos fatores. O nível de significância foi estabelecido em 5%, acompanhados pelos respectivos valores de tamanho do efeito dado por η^2 parcial quadrático (η_p^2). Comparações post hoc foram realizadas por

meio da prova de Newman-Keuls. As análises foram feitas usando-se o programa Statística (StatSoft, Inc.). Somente os resultados significantes ($p \leq 0,05$) serão reportados (veja ANEXO 2 para resultados completos das ANOVAs deste experimento).

5.4. Resultados

A análise da amplitude de deslocamento do CM (Figura 10a) indicou efeito principal significativa de carga, $F(2, 32) = 37,75$, $p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,70$, interação entre carga e grupo, $F(2, 32) = 3,59$, $p = 0,039$, $\eta_p^2 = 0,18$, e interação entre carga e tentativa, $F(4, 64) = 3,72$, $p = 0,008$, $\eta_p^2 = 0,19$. Comparações post hoc para o efeito de carga indicaram que o deslocamento do CM foi maior para a carga de 10% ($M = 3,25$ cm; $EP = 0,29$) em comparação à carga de 8% ($M = 2,24$ cm; $EP = 0,29$) e à carga de 6% ($M = 1,80$ cm; $EP = 0,15$), sendo que os dois últimos não diferiram entre si. A decomposição da interação carga x grupo indicou que para a carga de 10%, o grupo Decrescente apresentou maiores valores ($M = 3,56$ cm; $EP = 0,32$) em comparação ao grupo Crescente ($M = 2,93$ cm; $EP = 0,45$). A decomposição da interação carga x tentativa indicou que para a carga de 10% as três tentativas foram diferentes entre si: a 1ª tentativa apresentando o maior valor ($M = 3,99$ cm; $EP = 0,45$), seguido da 2ª tentativa ($M = 3,33$ cm; $EP = 0,27$) e da 8ª tentativa ($M = 2,80$ cm; $EP = 0,21$); para a carga de 5% não foram encontradas diferenças significantes.

A análise da velocidade máxima de deslocamento do CM (Figura 10b) indicou efeito principal significativa de carga, $F(2, 32) = 134,10$, $p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,89$. Comparações post hoc indicaram valores progressivamente maiores com o aumento da carga, sendo as três cargas significantemente diferentes entre si: a carga 10% apresentando o maior valor ($M = 12,73$ cm/s; $EP = 0,63$), seguido da carga 8% ($M = 10,42$ cm/s; $EP = 0,51$) e da carga 6% ($M = 8,11$ cm/s; $EP = 0,40$).

A análise do deslocamento do CP (Figura 10c) indicou efeitos principais significantes de grupo, $F(1, 16) = 5,01$, $p = 0,040$, $\eta_p^2 = 0,24$, e carga, $F(2, 32) = 133,210$, $p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,89$. O efeito de grupo foi devido a maiores valores para o grupo Decrescente ($M = 14,87$ cm; $EP = 0,82$) em comparação ao grupo Crescente ($M = 13,54$ cm; $EP = 0,79$). Comparações post hoc para o efeito de carga indicaram valores progressivamente maiores com o aumento da carga, sendo as três cargas significantemente diferentes entre si: a carga 10% apresentando o maior valor ($M =$

16,45 cm; $EP = 0,40$), seguido da carga 8% ($M = 14,38$ cm; $EP = 0,38$) e da carga 6% ($M = 11,78$ cm; $EP = 0,36$).

A análise da velocidade máxima do CP (Figura 10d) indicou efeito principal significativo de carga, $F(2, 32) = 68,55$, $p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,81$. Comparações post hoc indicaram valores progressivamente maiores com o aumento da carga, sendo as três cargas significativamente diferentes entre si: a carga 10% apresentando o maior valor ($M = 166,53$ cm/s; $EP = 4,77$), seguido da carga 8% ($M = 143,17$ cm/s; $EP = 4,24$) e da carga 6% ($M = 110,76$ cm/s; $EP = 4,76$).

Figura 10 – Médias (erro-padrão indicado pelas barras verticais) da amplitude de deslocamento (a, cm) e da velocidade máxima (b, cm/s) do CP para ambos os grupos (Decrescente, barras pretas; Crescente barras brancas) em função da carga (6%, 8% e 10%) e da tentativa (1^a, 2^a e 8^a).

A análise da latência de ativação do músculo GM (Figura 11a) indicou efeito principal significativo de carga, $F(2, 32) = 27,84$, $p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,63$. Comparações post hoc indicaram valores progressivamente menores com o aumento da carga, sendo os valores para as três cargas significativamente diferentes entre si: a carga 10% apresentando o menor valor ($M = 96,99$ ms; $EP = 7,41$), seguido da carga 8% ($M = 107,41$ ms; $EP = 7,46$) e da carga 6% ($M = 126,42$ ms; $EP = 7,68$).

Os resultados da magnitude de ativação muscular durante os primeiros 150 ms (Figura 11b) indicaram efeito principal significativo de carga, $F(2, 32) = 15,19$, $p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,49$. Comparações post hoc indicaram valores progressivamente maiores com o aumento da carga, sendo os valores para as três cargas significantemente diferentes entre si: a carga 10% apresentando o maior valor ($M = 14,11$; $EP = 1,94$), seguido da carga 8% ($M = 12,63$; $EP = 1,88$) e da carga 6% ($M = 9,99$; $EP = 1,59$).

Para o intervalo entre 150 e 300 ms (Figura 11c) a análise indicou efeito principal significativo de carga, $F(2, 32) = 29,57$, $p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,65$. Comparações post hoc indicaram valores progressivamente maiores com o aumento da carga: a carga 10% apresentando o maior valor ($M = 7,72$; $EP = 1,18$), seguido da carga 8% ($M = 5,06$; $EP = 0,73$) e da carga 6% ($M = 3,97$; $EP = 0,70$), sendo que não houve diferença significativa entre as duas últimas.

Figura 11 – Médias (erro-padrão indicado pelas barras verticais) da latência (a, ms) e magnitude de ativação muscular para o intervalo correspondente aos primeiros 150 ms (b) e para o intervalo entre 150 e 300 ms (c) após o início da ativação muscular do músculo GM para ambos os grupos (Decrescente, barras pretas; Crescente, barras brancas) em função da carga (6%, 8% e 10%) e da tentativa (1^a, 2^a e 8^a).

A análise da amplitude de rotação do tornozelo (Figura 12a) indicou efeito principal significativo de carga, $F(2, 32) = 38,45$, $p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,71$. Comparações post hoc indicaram valores progressivamente maiores com o aumento da carga, sendo os valores para as três cargas significativamente diferentes entre si: a carga

10% apresentando o maior valor ($M = 10,93^\circ$; $EP = 1,74$), seguido da carga 8% ($M = 6,63^\circ$; $EP = 1,45$) e da carga 6% ($M = 4,75^\circ$; $EP = 1,31$). A análise de amplitude de rotação do quadril (Figura 12b) indicou interação entre grupo e carga, $F(2, 32) = 6,41$, $p = 0,004$, $\eta_p^2 = 0,28$. A decomposição da interação indicou que para a carga 10%, o grupo Crescente ($M = 11,04^\circ$; $EP = 3,60$) apresentou maior rotação do quadril em comparação ao grupo Decrescente ($M = 3,69^\circ$; $EP = 0,84$).

Figura 12 – Médias (erro-padrão indicado pelas barras verticais) da amplitude de rotação do tornozelo (a, graus) e do quadril (b) para ambos os grupos (Decrescente, barras pretas; Crescente, barras brancas) em função de carga (6%, 8% e 10%) e tentativa (1^a, 2^a e 8^a); a diferença significativa entre grupos para a carga 10% é indicada por asterisco.

5.5. Discussão

Neste experimento foi avaliado o efeito de perturbações prévias sobre RPAs em contextos de cargas de perturbação iguais ou distintas da perturbação atual. Corroborando os achados do Experimento 1, os resultados deste experimento mostraram que as RPAs foram sensíveis a magnitude da perturbação para todas as variáveis analisadas. A partir destes resultados, pode-se conceituar que a aferência sensorial sinalizando o deslocamento anterior do corpo desencadeou respostas que buscam atender aos requisitos impostos pela magnitude da perturbação (cf. Jacobs *et al.*, 2008; Mochizuki *et al.*, 2010). Entre os principais achados do Experimento 2, destacamos a adaptação tanto em função de carga prévia igual quanto em função de carga prévia diferente para o deslocamento do CM nas tentativas realizadas com perturbação de 10%. Essa diminuição no deslocamento do CM ao longo das tentativas com carga igual é consistente com estudos anteriores presentes na literatura (Oude Nijhuis *et al.*, 2009; Welch e Ting, 2014), e dá suporte à hipótese de que ocorre habituação nas RPAs entre perturbações de mesma magnitude. Os resultados também mostraram que o deslocamento do CP e a rotação de quadril foram influenciadas por perturbações prévias de cargas diferentes. Para o deslocamento do CP, o grupo Decrescente apresentou maiores amplitudes para todas as cargas experimentadas. Enquanto que para a rotação de quadril o grupo Crescente apresentou maiores valores, nas tentativas com carga 10%. O efeito de grupo nas análises do CP revelou que as RPAs são produzidas de acordo com a magnitude da perturbação atual e, concomitantemente, pela informação armazenada da resposta postural anterior. Assim, nossos resultados sugerem um modo de controle híbrido, com regulação simultânea via feedback e feedforward.

A experiência prévia em cargas anteriores influenciou o deslocamento do CM em resposta à magnitude de perturbação de 10%. Isto é, o grupo Decrescente, que iniciou o protocolo experimental com a carga de 10%, apresentou maior deslocamento do CM quando comparado ao deslocamento dos indivíduos no grupo Crescente nessa mesma carga, após já terem passado pelas perturbações de menor carga. Tal resultado pode servir de evidência para a hipótese levantada sobre a modulação da resposta postural automática em função de uma perturbação prévia de diferente magnitude, e não apenas após tentativas idênticas. Para as outras cargas, as primeiras tentativas não sofreram influência da experiência prévia. Oude Nijhuis *et al.*

(2009) observaram que o efeito da primeira tentativa surgia novamente quando a direção da perturbação mudava após algumas tentativas em uma mesma direção. Porém, esse efeito sofreu influência do processo de adaptação e ficou menos evidente nas mudanças de direção subsequentes. Os autores sugeriram que essa diminuição do efeito da primeira tentativa tenha ocorrido através da antecipação da mudança de direção, uma vez que os indivíduos ao começarem a se familiarizar ao protocolo experimental podem ter começado a tentar prever quando iria ocorrer a mudança de direção. Welch e Ting (2014) demonstraram que a resposta à perturbação pode ser modificada de maneira preditiva, levando a uma diminuição de sua magnitude. Assim, o menor deslocamento do CM encontrado no grupo Crescente e a diminuição no efeito da primeira tentativa encontrada no estudo de Oude Nijhuis *et al.* (2009), podem ter sido causadas por influência da experiência prévia nas outras magnitudes de perturbação e outras direções, respectivamente, e não apenas por antecipação. Sugere-se que a magnitude do erro experimentado nas tentativas anteriores é utilizada para modular a sensibilidade da resposta sensório-motora nas tentativas subsequentes. Essas mudanças na sensibilidade da resposta sensório-motora à perturbação refletem mudanças preditivas no *central set* ou modelo interno (controle por feedforward) para o controle do equilíbrio reativo (Welch e Ting, 2014). A partir dos resultados aqui apresentados, propomos que o controle por feedforward não se limita a experiências anteriores em perturbações com mesma carga, mas afeta respostas posturais reativas com cargas distintas. Este efeito foi mostrado em cargas induzindo grande perturbação do equilíbrio.

A diminuição do deslocamento do CM ao longo das tentativas para a carga de 10% é consistente com estudos prévios, oferecendo suporte à hipótese de adaptação de respostas posturais reativas entre perturbações iguais. Oude Nijhuis *et al.* (2009) constataram essa diminuição no deslocamento do CM ao compararem a primeira com a segunda tentativa em diferentes orientações de perturbação da base de suporte. Welch e Ting (2014), ao compararem um bloco de tentativas de recuperação postural após perturbação da base de suporte, também observaram diminuição do deslocamento do CM. A maior amplitude de deslocamento do CM na primeira tentativa pode gerar grande instabilidade e muitas vezes é decorrente de uma grande flexão do quadril nessa tentativa em comparação com a segunda (Oude Nijhuis *et al.*, 2009). Durante o processo de adaptação, a diminuição da ação articular é decorrente do torque resultante da co-contração dos músculos agonistas e antagonistas, sendo a

atividade desses músculos modulada para garantir a estabilidade articular (Allum *et al.*, 2011). Podemos observar que o processo de adaptação ocorre nas diferentes articulações do corpo, entretanto o efeito da primeira tentativa fica mais evidente na parte superior do corpo (Oude Nijhuis *et al.*, 2009; Allum *et al.*, 2011). Essa menor influência do processo de adaptação na articulação do tornozelo pode explicar o fato de no presente experimento não ter sido encontrado efeito da primeira tentativa nessa articulação e na musculatura que atua sobre ela. Estudos prévios (Oude Nijhuis *et al.*, 2009; Oude Nijhuis *et al.*, 2010; Welch e Ting, 2014) analisaram perturbações da base de suporte, enquanto que a perturbação nesse estudo foi feita por meio de liberação de carga fixada ao tronco. Essa diferença metodológica também pode ser uma explicação para não ter sido observada diferença significativa na ação do quadril, tornozelo e na atividade muscular ao se compararem as tentativas, pois a tração exercida no tronco pelo aparelho de liberação de carga pode ter levado a respostas distintas daquelas típicas de deslocamento da base de suporte. Além disso, como apenas a perturbação de 10% induziu maior deslocamento do CM na primeira tentativa em comparação às demais cargas, talvez as outras cargas de perturbação não tenham sido suficientes para causar uma resposta exagerada na primeira tentativa.

5.6. Conclusões

Os resultados deste experimento evidenciam que respostas posturais automáticas em uma sequência de perturbações são graduadas de acordo com (a) a magnitude da perturbação atual, e (b) respostas posturais dadas a perturbações prévias.

6. Conclusões gerais

Os dois experimentos apresentados neste estudo foram capazes de identificar a influência da magnitude da perturbação nos ajustes posturais reativos, controlados automaticamente. Perturbações de maior magnitude geraram respostas mais fortes e mais rápidas, e podem ser explicadas pela integração sensório-motora que ocorre em níveis mais elevados do processamento. Para o Experimento 1, os resultados apresentados aqui indicaram que pequenas variações no ângulo de orientação dos pés não levam a diferenças significativas nas RPAs. Além disso, o ângulo de orientação dos pés afetou a recuperação do equilíbrio apenas nas condições de perturbação de alta magnitude.

Não somente a magnitude da perturbação, mas também a ordem de sua aplicação influenciou nas RPAs. Digno de nota foi a verificação no Experimento 2 da influência de cargas prévias iguais ou diferentes na adaptação postural reativa. Em uma sequência de perturbações de mesma magnitude, a resposta à primeira tentativa se caracterizou por uma resposta exagerada, com o passar das tentativas, a intensidade da resposta diminui e se torna mais econômica. No presente estudo, foi mostrado originalmente o efeito de respostas a cargas prévias de diferentes magnitudes sobre a geração da resposta postural atual.

Como conclusão geral, os resultados do presente estudo revelam que a geração de respostas posturais reativas é adaptável a diferentes fatores contextuais, a saber: (a) restrições biomecânicas impostas pelo ângulo de orientação dos pés, (b) magnitude da perturbação atual, e (c) respostas posturais geradas para responder a cargas perturbatórias prévias.

Referências

- ALLUM, J. H. et al. Review of first trial responses in balance control: Influence of vestibular loss and Parkinson's disease. **Human Movement Science**, v. 30, n. 2, p. 279-295, Mar 2011.
- AZZI, N. M.; COELHO, D. B.; TEIXEIRA, L. A. Automatic postural responses are generated according to feet orientation and perturbation magnitude. **Gait and Posture**, v. 57, p. 172-176, Sep 2017.
- BLOUIN, J. S. et al. Attenuation of human neck muscle activity following repeated imposed trunk-forward linear acceleration. **Experimental Brain Research**, v. 150, n. 4, p. 458-464, Jun 2003.
- BURKHOLDER, T. J. et al. Relationship between muscle fiber types and sizes and muscle architectural properties in the mouse hindlimb. **Journal of Morphology**, v. 221, n. 2, p. 177-190, Aug 1994.
- CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 9-10, p. 666-677, Nov-Dec 2002.
- CHONG, R. K.; HORAK, F. B.; WOOLLACOTT, M. H. Time-dependent influence of sensorimotor set on automatic responses in perturbed stance. **Experimental Brain Research**, v. 124, n. 4, p. 513-9, Feb 1999.
- _____. Parkinson's disease impairs the ability to change set quickly. **Journal of the Neurological Science**, v. 175, n. 1, p. 57-70, Apr 2000.
- CREVECOEUR, F. et al. Feedback responses rapidly scale with the urgency to correct for external perturbations. **Journal of Neurophysiology**, v. 110, n. 6, p. 1323-1332, Sep 2013.
- DIENER, H. C. et al. Early stabilization of human posture after a sudden disturbance: influence of rate and amplitude of displacement. **Experimental Brain Research**, v. 56, n. 1, p. 126-134, Jan 1984.
- DIENER, H. C.; HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Influence of stimulus parameters on human postural responses. **Journal of Neurophysiology**, v. 59, n. 6, p. 1888-1905, Jun 1988.
- EDGERTON, V. R.; SMITH, J. L.; SIMPSON, D. R. Muscle fibre type populations of human leg muscles. **The Histochemical Journal**, v. 7, n. 3, p. 259-266, May 1975.
- HANSEN, P. D.; WOOLLACOTT, M. H.; DEBU, B. Postural responses to changing task conditions. **Experimental Brain Research**, v. 73, n. 3, p. 627-636, Dec 1988.
- HAYES, K. C. Biomechanics of postural control. **Exercise and Sport Science Reviews**, v. 10, n. 1, p. 363-91, Jan 1982.

HENRY, S. M.; FUNG, J.; HORAK, F. B. Effect of stance width on multidirectional postural responses. **Journal of Neurophysiology**, v. 85, n. 2, p. 559-570, Feb 2001.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-74, Oct 2000.

HORAK, F. B.; DIENER, H. C. Cerebellar control of postural scaling and central set in stance. **Journal of Neurophysiology**, v. 72, n. 2, p. 479-493, Aug 1994.

HORAK, F. B.; DIENER, H. C.; NASHNER, L. M. Influence of central set on human postural responses. **Journal of Neurophysiology**, v. 62, n. 4, p. 841-853, Oct 1989.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, v. 55, n. 6, p. 1369-1381, Jun 1986.

JACOBS, J. V. et al. Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 6, p. 1431-1442, Jun 2008.

JACOBS, J. V.; HORAK, F. B. Cortical control of postural responses. **Journal of Neural Transmission**, v. 114, n. 10, p. 1339-1348, Oct 2007.

KAMIBAYASHI, K.; MURO, M. Modulation of pre-programmed muscle activation and stretch reflex to changes of contact surface and visual input during movement to absorb impact. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 5, p. 432-429, Oct 2006.

KAWAKAMI, Y.; ICHINOSE, Y.; FUKUNAGA, T. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 2, p. 398-404, Aug 1998.

KESHNER, E. A.; ALLUM, J. H.; PFALTZ, C. R. Postural coactivation and adaptation in the sway stabilizing responses of normals and patients with bilateral vestibular deficit. **Experimental Brain Research**, v. 69, n. 1, p. 77-92, Jul 1987.

KIM, S.; ATKESON, C. G.; PARK, S. Perturbation-dependent selection of postural feedback gain and its scaling. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 8, p. 1379-1386, Nov 2012.

KIM, S. et al. Postural feedback scaling deficits in Parkinson's disease. **Journal of Neurophysiology**, v. 102, n. 5, p. 2910-2920, Nov 2009.

KIRBY, R. L.; PRICE, N. A.; MACLEOD, D. A. The influence of foot position on standing balance. **Journal of Biomechanics**, v. 20, n. 4, p. 423-427, May 1987.

KUO, A. D. An optimal control model for analyzing human postural balance. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 42, n. 1, p. 87-101, Jan 1995.

KURTZER, I. L.; CREVECOEUR, F.; SCOTT, S. H. Fast feedback control involves two independent processes utilizing knowledge of limb dynamics. **Journal of Neurophysiology**, v. 111, n. 8, p. 1631-1645, Apr 2014.

LYNCH, S. A. et al. Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 24, n. 3, p. 362-369, May-Jun 1996.

MAKI, B.; OSTROVSKI, G. Scaling of postural responses to transient and continuous perturbations. **Gait & Posture**, v. 1, n. 2, p. 93-104, Jun 1993.

MOCHIZUKI, G. et al. Perturbation-evoked cortical activity reflects both the context and consequence of postural instability. **Neuroscience**, v. 170, n. 2, p. 599-609, Oct 2010.

MOCHIZUKI, G. et al. Low-frequency common modulation of soleus motor unit discharge is enhanced during postural control in humans. **Experimental Brain Research**, v. 175, n. 4, p. 584-595, Nov 2006.

MORITANI, T.; ODDSSON, L.; THORSTENSSON, A. Activation patterns of the soleus and gastrocnemius muscles during different motor tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 1, n. 2, p. 81-88, Jun 1991a.

_____. Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscles during hopping in humans. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 1, n. 1, p. 34-40, Jan 1991b.

MOUZAT, A.; DABONNEVILLE, M.; BERTRAND, P. The effect of feet position on orthostatic posture in a female sample group. **Neuroscience Letters**, v. 365, n. 2, p. 79-82, Jul 22 2004.

NANHOE-MAHABIER, W. et al. First trial reactions and habituation rates over successive balance perturbations in Parkinson's disease. **Neuroscience**, v. 217, p. 123-129, Aug 16 2012.

NARDONE, A.; CORRA, T.; SCHIEPPATI, M. Different activations of the soleus and gastrocnemii muscles in response to various types of stance perturbation in man. **Experimental Brain Research**, v. 80, n. 2, p. 323-332, Apr 1990.

NASHNER, L. M. Adapting reflexes controlling the human posture. **Experimental Brain Research**, v. 26, n. 1, p. 59-72, Aug 1976.

NASHNER, L. M.; MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. **Behavioral and Brain Sciences**, v. 8, n. 1, p. 135-150, Mar 1985.

NONNEKES, J. et al. Are postural responses to backward and forward perturbations processed by different neural circuits? **Neuroscience**, v. 245, p. 109-120, Aug 2013.

OUDE NIJHUIS, L. B. et al. Directional sensitivity of "first trial" reactions in human balance control. **Journal of Neurophysiology**, v. 101, n. 6, p. 2802-2814, Jun 2009.

OUDE NIJHUIS, L. B. et al. First trial postural reactions to unexpected balance disturbances: a comparison with the acoustic startle reaction. **Journal of Neurophysiology**, v. 104, n. 5, p. 2704-2712, Nov 2010.

PAPEGAAIJ, S. et al. Keeping your balance while balancing a cylinder: interaction between postural and voluntary goals. **Experimental Brain Research**, v. 223, n. 1, p. 79-87, Nov 2012.

PARK, S.; HORAK, F. B.; KUO, A. D. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. **Experimental Brain Research**, v. 154, n. 4, p. 417-427, Feb 2004.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1097-1118, Sep 2002.

RANKIN, C. H. et al. Habituation revisited: an updated and revised description of the behavioral characteristics of habituation. **Neurobiology of Learning and Memory**, v. 92, n. 2, p. 135-138, Sep 2009.

ROCCHI, L. et al. Step initiation in Parkinson's disease: influence of initial stance conditions. **Neuroscience Letters**, v. 406, n. 1-2, p. 128-32, Oct 2006.

RUNGE, C. F. et al. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. **Gait & Posture**, v. 10, n. 2, p. 161-170, Oct 1999.

SILVA, M. B. et al. Precueing time but not direction of postural perturbation induces early muscular activation: comparison between young and elderly individuals. **Neuroscience Letters**, v. 588, p. 190-195, Feb 2015.

SPECTOR, S. A. et al. Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: implications for motor control. **Journal of Neurophysiology**, v. 44, n. 5, p. 951-960, Nov 1980.

THACH, W. T.; BASTIAN, A. J. Role of the cerebellum in the control and adaptation of gait in health and disease. **Progress in Brain Research**, v. 143, p. 353-366, 2004.

TIMMANN, D.; HORAK, F. B. Prediction and set-dependent scaling of early postural responses in cerebellar patients. **Brain: a Journal of Neurology**, v. 120 (Pt 2), p. 327-337, Feb 1997.

TING, L. H.; MACPHERSON, J. M. A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. **Journal of Neurophysiology**, v. 93, n. 1, p. 609-13, Jan 2005.

UIMONEN, S. et al. Effect of positioning of the feet in posturography. **Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation**, v. 2, n. 4, p. 349-356, Jan 1992.

VIEIRA, T. M. et al. Recruitment of motor units in the medial gastrocnemius muscle during human quiet standing: is recruitment intermittent? What triggers recruitment? **Journal of Neurophysiology**, v. 107, n. 2, p. 666-676, Jan 2012.

WELCH, T. D.; TING, L. H. A feedback model explains the differential scaling of human postural responses to perturbation acceleration and velocity. **Journal of Neurophysiology**, v. 101, n. 6, p. 3294-3309, Jun 2009.

_____. Mechanisms of motor adaptation in reactive balance control. **PLoS One**, v. 9, n. 5, p. e96440, May 2014.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

WOOLLACOTT, M. H.; BONNET, M.; YABE, K. Preparatory process for anticipatory postural adjustments: modulation of leg muscles reflex pathways during preparation for arm movements in standing man. **Experimental Brain Research**, v. 55, n. 2, p. 263-71, Jun 1984.

WU, G. Examination of trial-independent characteristics of body kinematics in response to similar postural perturbations. **Gait & Posture**, v. 7, n. 2, p. 110-116, Mar 1998.

ANEXO 1

Tabela 1 – Resultado da análise de variância 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da amplitude de deslocamento do CM

	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Carga	72,54	1	72,54	46,93	<0,001	0,70
Erro	30,91	20	1,54			
Orientação	2,23	3	0,74	1,15	0,336	0,05
Erro	38,70	60	0,64			
Carga*Orientação	1,52	3	0,51	0,58	0,628	0,02
Erro	52,05	60	0,87			

SQ, soma dos quadrados; *gl*, graus de liberdade; *QM*, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 2 – Resultado da análise de variância 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da velocidade máxima do CM

	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Carga	1241,12	1	1241,12	223,11	<0,001	0,91
Erro	111,26	20	5,56			
Orientação	2,03	3	0,68	0,99	0,401	0,05
Erro	40,72	60	0,68			
Carga*Orientação	2,81	3	0,94	0,93	0,433	0,04
Erro	60,57	60	1,01			

SQ, soma dos quadrados; *gl*, graus de liberdade; *QM*, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 3 – Resultado da análise de variância 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da amplitude de deslocamento do CP

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Carga	2,64	1	2,64	365,83	<0,001	0,94
Erro	0,15	21	<0,00			
Orientação	0,08	3	0,02	33,49	<0,001	0,61
Erro	0,05	63	<0,00			
Carga*Orientação	<0,00	3	<0,00	0,22	0,881	0,01
Erro	0,04	63	<0,00			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 4 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento do CP

Orientação	{1}	{2}	{3}	{4}
0° {1}		0,765	0,222	<0,001
Preferida {2}			0,282	<0,001
15° {3}				<0,001
30° {4}				

Tabela 5 – Resultado da análise de variância 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da velocidade máxima do CM

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Carga	240075	1	240075	286,18	<0,001	0,93
Erro	17617	21	839			
Orientação	1022	3	341	2,15	0,102	0,09
Erro	9963	63	158			
Carga*Orientação	402	3	134	0,92	0,436	0,04
Erro	9151	63	145			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 6 – Resultado da análise de variância 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da amplitude de rotação da articulação do tornozelo

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Carga	2330,45	1	2330,45	49,22	<0,001	0,71
Erro	946,98	20	47,35			
Orientação	153,86	3	51,29	6,47	<0,001	0,24
Erro	475,87	60	7,93			
Carga*Orientação	135,85	3	45,28	6,63	<0,001	0,25
Erro	409,77	60	6,83			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 7 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de rotação da articulação do tornozelo

Carga	Orientação	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
5%	0° {1}		0,967	0,909	0,990	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
5%	Preferida {2}			0,896	0,952	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
5%	15° {3}				0,980	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
5%	30° {4}					<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
10%	0° {5}						0,619	0,457	<0,001
10%	Preferida {6}							0,430	<0,001
10%	15° {7}								<0,001
10%	30° {8}								

Tabela 8 – Resultado da análise de variância 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da amplitude de rotação da articulação do quadril

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Carga	877,31	1	877,32	42,89	<0,001	0,67
Erro	429,52	21	20,45			
Orientação	94,02	3	31,34	7,29	<0,001	0,26
Erro	270,78	63	4,30			
Carga*Orientação	87,47	3	29,16	6,25	<0,001	0,23
Erro	293,79	63	4,66			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 9 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de rotação da articulação do quadril

Carga	Orientação	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
5%	0° {1}		0,894	0,984	0,928	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
5%	Preferida {2}			0,990	0,978	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
5%	15° {3}				0,937	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
5%	30° {4}					<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
10%	0° {5}						0,909	0,821	<0,001
10%	Preferida {6}							0,937	<0,001
10%	15° {7}								<0,001
10%	30° {8}								

Tabela 10 – Resultado da análise de variância 3 (músculo) x 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da magnitude de ativação muscular durante os 500 ms prévios à liberação da carga

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Músculo	2651,86	2	1325,93	12,52	<0,001	0,37
Erro	4444,73	42	105,83			
Carga	672,49	1	672,49	6,26	0,021	0,23
Erro	2256,64	21	107,46			
Orientação	38,69	3	12,90	0,43	0,728	0,02
Erro	1863,96	63	29,59			
Músculo*Carga	110,81	2	55,41	1,94	0,156	0,08
Erro	1198,00	42	28,52			
Músculo*Orientação	79,63	6	13,27	0,79	0,573	0,04
Erro	2095,58	126	16,63			
Carga*Orientação	37,52	3	12,51	0,58	0,624	0,03
Erro	1335,88	63	21,20			
Músculo*Carga*Orientação	188,54	6	31,42	2,13	0,054	0,09
Erro	1857,14	126	14,74			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 11 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da magnitude de ativação muscular durante os 500 ms prévios à liberação da carga

Músculo	{1}	{2}	{3}
GM {1}		0,016	<0,001
GL {2}			0,017
SOL {3}			

Tabela 12 – Resultado da análise de variância 3 (músculo) x 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da latência de ativação muscular

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Músculo	13176	2	6588	19,06	<0,001	0,48
Erro	14515	42	346			
Carga	169799	1	169799	191,96	<0,001	0,90
Erro	18575	21	885			
Orientação	3581	3	1194	3,27	0,027	0,13
Erro	23041	63	366			
Músculo*Carga	70	2	35	0,30	0,742	0,01
Erro	4890	42	116			
Músculo*Orientação	441	6	74	0,82	0,555	0,04
Erro	11279	126	90			
Carga*Orientação	1267	3	422	0,77	0,514	0,03
Erro	34466	63	547			
Músculo*Carga*Orientação	378	6	63	0,78	0,588	0,03
Erro	10200	126	81			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 13 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da latência de ativação muscular

Músculo	{1}	{2}	{3}
GM {1}		0,016	<0,001
GL {2}			0,017
SOL {3}			

Tabela 14 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da latência de ativação muscular

Orientação	{1}	{2}	{3}	{4}
0° {1}		0,297	0,262	0,177
Preferida {2}			0,082	0,455
15° {3}				0,023
30° {4}				

Tabela 15 – Resultado da análise de variância 3 (músculo) x 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da magnitude de ativação muscular 150 ms após o início da ativação

	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Músculo	1904,02	2	952,01	23,72	<0,001	0,53
Erro	1685,50	42	40,13			
Carga	2186,73	1	2186,73	118,86	<0,001	0,85
Erro	386,36	21	18,40			
Orientação	62,30	3	20,77	6,26	<0,001	0,23
Erro	208,83	63	3,31			
Músculo*Carga	8,36	2	4,18	0,55	0,581	0,02
Erro	319,04	42	7,60			
Músculo*Orientação	4,01	6	0,67	0,57	0,755	0,03
Erro	148,28	126	1,18			
Carga*Orientação	4,47	3	1,49	0,64	0,594	0,03
Erro	147,26	63	2,34			
Músculo*Carga*Orientação	6,04	6	1,01	0,93	0,473	0,04
Erro	135,70	126	1,08			

SQ, soma dos quadrados; *gl*, graus de liberdade; *QM*, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 16 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da magnitude de ativação muscular 150 ms após o início da ativação

Músculo	{1}	{2}	{3}
GM {1}		<0,001	<0,001
GL {2}			0,816
SOL {3}			

Tabela 17 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da magnitude de ativação muscular 150 ms após o início da ativação

Orientação	{1}	{2}	{3}	{4}
0° {1}		0,075	0,113	<0,001
Preferida {2}			0,826	0,039
15° {3}				0,025
30° {4}				

Tabela 18 – Resultado da análise de variância 3 (músculo) x 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da magnitude de ativação muscular 150 a 300 ms após o início da ativação

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Músculo	358,41	2	179,21	14,44	<0,001	0,41
Erro	521,30	42	12,41			
Carga	1823,28	1	1823,28	65,38	<0,001	0,76
Erro	585,62	21	27,89			
Orientação	168,55	3	56,18	11,30	<0,001	0,35
Erro	313,24	63	4,97			
Músculo*Carga	14,34	2	7,17	1,27	0,290	0,06
Erro	236,212	42	5,624			
Músculo*Orientação	2,08	6	0,35	0,36	0,90	0,02
Erro	119,90	126	0,95			
Carga*Orientação	84,97	3	28,32	6,04	0,001	0,22
Erro	295,26	63	4,69			
Músculo*Carga*Orientação	0,91	6	0,15	0,22	0,968	0,01
Erro	85,11	126	0,68			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 19 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da magnitude de ativação muscular 150 a 300 ms após o início da ativação

Músculo	{1}	{2}	{3}
GM {1}		<0,001	<0,001
GL {2}			0,419
SOL {3}			

Tabela 20 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da magnitude de ativação muscular 150 a 300 ms após o início da ativação

Carga	Orientação	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
5%	0° {1}	0,850	0,864	0,549	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
5%	Preferida {2}		0,711	0,436	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
5%	15° {3}			0,484	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
5%	30° {4}				<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
10%	0° {5}					0,936	0,081	<0,001	
10%	Preferida {6}						0,160	<0,001	
10%	15° {7}							<0,001	
10%	30° {8}								

Tabela 21 – Resultado da análise de variância 3 (músculo) x 2 (carga) x 4 (orientação dos pés) da taxa de ativação muscular

	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Músculo	85,73	2	42,87	23,95	<0,001	0,53
Erro	75,17	42	1,79			
Carga	93,45	1	93,45	112,27	<0,001	0,84
Erro	17,48	21	0,83			
Orientação	1,64	3	0,55	4,21	0,009	0,17
Erro	8,17	63	0,13			
Músculo*Carga	0,39	2	0,19	0,67	0,518	0,03
Erro	12,15	42	0,29			
Músculo*Orientação	0,05	6	0,01	0,08	0,998	0,01
Erro	12,95	126	0,10			
Carga*Orientação	0,73	3	0,24	1,56	0,208	0,07
Erro	9,81	63	0,16			
Músculo*Carga*Orientação	0,62	6	0,10	1,52	0,177	0,07
Erro	8,61	126	0,07			

SQ, soma dos quadrados; *gl*, graus de liberdade; *QM*, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 22 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da taxa de ativação muscular

Músculo	{1}	{2}	{3}
GM {1}		<0,001	<0,001
GL {2}			0,730
SOL {3}			

Tabela 23 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da taxa de ativação muscular

Orientação	{1}	{2}	{3}	{4}
0° {1}		0,071	0,216	0,006
Preferida {2}			0,323	0,248
15° {3}				0,086
30° {4}				

ANEXO 2

Tabela 24 – Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 3 (carga) x 2 (tentativa) da amplitude de deslocamento do CM

	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Grupo	4,29	1	4,29	1,59	0,225	0,09
Erro	43,18	16	2,70			
Carga	70,65	2	35,33	37,75	<0,001	0,70
Carga*Grupo	6,73	2	3,36	3,59	0,039	0,18
Erro	29,94	32	0,93			
Tentativa	3,98	2	1,99	3,33	0,048	0,17
Tentativa*Grupo	2,22	2	1,11	1,86	0,171	0,10
Erro	19,04	32	0,59			
Carga*Tentativa	9,53	4	2,38	3,72	0,008	0,19
Carga*Tentativa*Grupo	0,97	4	0,24	0,38	0,823	0,02
Erro	40,96	64	0,64			

SQ, soma dos quadrados; *gl*, graus de liberdade; *QM*, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 25 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento do CM

Carga	{1}	{2}	{3}
6% {1}		0,072	<0,001
8% {2}			<0,001
10% {3}			

Tabela 26 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento do CM

Tentativa	{1}	{2}	{3}
1ª {1}		0,178	0,038
2ª {2}			0,235
8ª {3}			

Tabela 27 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento do CM

Grupo	Carga	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
Decrescente	6%		0,350	<0,001	0,966	0,364	0,013
Decrescente	8%			<0,001	0,665	0,857	0,040
Decrescente	10%				<0,001	<0,001	0,011
Crescente	6%					0,446	0,002
Crescente	8%						0,016
Crescente	10%						

Tabela 28 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento do CM

[illegible]

Tabela 29 – Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 3 (carga) x 2 (tentativa) da velocidade máxima do CM

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Grupo	45,93	1	45,93	1,78	0,201	0,10
Erro	413,79	16	25,86			
Carga	662,70	2	331,35	134,10	<0,001	0,89
Carga*Grupo	2,90	2	1,45	0,59	0,562	0,03
Erro	79,07	32	2,47			
Tentativa	6,31	2	3,15	1,61	0,214	0,09
Tentativa*Grupo	3,79	2	1,90	0,97	0,390	0,06
Erro	62,52	32	1,95			
Carga*Tentativa	8,34	4	2,08	0,85	0,500	0,05
Carga*Tentativa*Grupo	3,07	4	0,77	0,31	0,869	0,02
Erro	157,29	64	2,46			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 30 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da velocidade máxima do CM

Carga	{1}	{2}	{3}
6% {1}		<0,001	<0,001
8% {2}			<0,001
10% {3}			

Tabela 31 – Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 3 (carga) x 2 (tentativa) da amplitude de deslocamento do CP

	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Grupo	62,62	1	62,62	5,01	0,039	0,24
Erro	200,14	16	12,51			
Carga	584,03	2	292,01	133,21	<0,001	0,89
Carga*Grupo	1,07	2	0,53	0,24	0,785	0,01
Erro	70,15	32	2,19			
Tentativa	0,63	2	0,31	0,20	0,815	0,01
Tentativa*Grupo	1,41	2	0,71	0,46	0,635	0,03
Erro	48,93	32	1,53			
Carga*Tentativa	1,83	4	0,46	0,49	0,742	0,03
Carga*Tentativa*Grupo	4,09	4	1,02	1,10	0,365	0,06
Erro	59,51	64	0,93			

SQ, soma dos quadrados; *gl*, graus de liberdade; *QM*, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 32 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento do CP

Carga	{1}	{2}	{3}
6% {1}		<0,001	<0,001
8% {2}			<0,001
10% {3}			

Tabela 33 – Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 3 (carga) x 2 (tentativa) da velocidade máxima do CP

	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	η_p^2
Grupo	4737	1	4737	3,76	0,070	0,19
Erro	20149	16	1259			
Carga	82158	2	41079	68,55	<0,001	0,81
Carga*Grupo	123	2	62	0,10	0,903	0,01
Erro	19177	32	599			
Tentativa	484	2	242	0,99	0,384	0,06
Tentativa*Grupo	627	2	314	1,28	0,292	0,07
Erro	7855	32	245			
Carga*Tentativa	782	4	196	0,85	0,500	0,05
Carga*Tentativa*Grupo	2351	4	588	2,55	0,057	0,14
Erro	14754	64	231			

SQ, soma dos quadrados; *gl*, graus de liberdade; *QM*, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 34 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento do CP

Carga	{1}	{2}	{3}
6% {1}		<0,001	<0,001
8% {2}			<0,001
10% {3}			

Tabela 35 – Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 3 (carga) x 2 (tentativa) da latência de ativação muscular

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Grupo	2346	1	2346	0,43	0,520	0,03
Erro	86827	16	5427			
Carga	24440	2	12220	27,84	<0,001	0,63
Carga*Grupo	561	2	281	0,64	0,534	0,04
Erro	14044	32	439			
Tentativa	134	2	67	0,11	0,897	0,01
Tentativa*Grupo	3823	2	1912	3,11	0,058	0,16
Erro	19643	32	614			
Carga*Tentativa	1607	4	402	0,91	0,462	0,05
Carga*Tentativa*Grupo	230	4	58	0,13	0,971	0,01
Erro	28172	64	440			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 36 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da latência de ativação muscular

Carga	{1}	{2}	{3}
6% {1}		0,001	<0,001
8% {2}			<0,001
10% {3}			

Tabela 37 – Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 3 (carga) x 2 (tentativa) da magnitude de ativação muscular 150 ms após o início da ativação

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Grupo	210,85	1	210,85	0,47	0,503	0,03
Erro	7203,44	16	450,22			
Carga	546,45	2	273,22	15,18	<0,001	0,49
Carga*Grupo	60,15	2	30,07	1,67	0,204	0,09
Erro	575,74	32	17,99			
Tentativa	13,05	2	6,52	0,59	0,558	0,03
Tentativa*Grupo	62,37	2	31,18	2,84	0,073	0,15
Erro	351,16	32	10,97			
Carga*Tentativa	13,97	4	3,49	0,38	0,823	0,02
Carga*Tentativa*Grupo	32,64	4	8,16	0,88	0,478	0,05
Erro	590,48	64	9,23			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 38 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da magnitude de ativação muscular 150 ms após o início da ativação

Carga	{1}	{2}	{3}
6% {1}		0,001	<0,001
8% {2}			<0,001
10% {3}			

Tabela 39 – Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 3 (carga) x 2 (tentativa) da magnitude de ativação muscular 150 a 300 ms após o início da ativação

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Grupo	32,52	1	32,52	0,31	0,586	0,02
Erro	1684,97	16	105,31			
Carga	436,83	2	218,42	29,57	<0,001	0,65
Carga*Grupo	4,22	2	2,11	0,28	0,753	0,02
Erro	236,36	32	7,39			
Tentativa	2,96	2	1,48	0,34	0,712	0,02
Tentativa*Grupo	11,07	2	5,54	1,28	0,291	0,07
Erro	138,08	32	4,31			
Carga*Tentativa	7,18	4	1,79	0,39	0,812	0,02
Carga*Tentativa*Grupo	37,64	4	9,41	2,07	0,095	0,11
Erro	291,39	64	4,55			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 40 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da magnitude de ativação muscular 150 a 300 ms após o início da ativação

Carga	{1}	{2}	{3}
6% {1}		0,063	<0,001
8% {2}			<0,001
10% {3}			

Tabela 41 – Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 3 (carga) x 2 (tentativa) da amplitude de rotação da articulação do tornozelo

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Grupo	614,38	1	614,38	2,06	0,170	0,11
Erro	4758,12	16	297,38			
Carga	1187,51	2	593,75	38,45	<0,001	0,71
Carga*Grupo	22,08	2	11,05	0,71	0,497	0,04
Erro	494,13	32	15,44			
Tentativa	3,35	2	1,68	0,20	0,819	0,01
Tentativa*Grupo	39,35	2	19,67	2,35	0,111	0,13
Erro	267,58	32	8,36			
Carga*Tentativa	25,90	4	6,47	1,16	0,338	0,07
Carga*Tentativa*Grupo	10,03	4	2,51	0,45	0,773	0,03
Erro	357,86	64	5,59			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 42 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de rotação da articulação do tornozelo

Carga	{1}	{2}	{3}
6% {1}		0,007	<0,001
8% {2}			<0,001
10% {3}			

Tabela 43 – Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 3 (carga) x 2 (tentativa) da amplitude de rotação da articulação do quadril

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Grupo	254,87	1	254,87	7,15	0,017	0,31
Erro	570,50	16	35,66			
Carga	536,14	2	268,07	15,71	<0,001	0,49
Carga*Grupo	218,54	2	109,27	6,40	0,004	0,28
Erro	545,87	32	17,06			
Tentativa	9,66	2	4,83	0,59	0,559	0,03
Tentativa*Grupo	15,33	2	7,67	0,94	0,402	0,05
Erro	261,54	32	8,17			
Carga*Tentativa	37,10	4	9,27	0,91	0,465	0,05
Carga*Tentativa*Grupo	18,21	4	4,55	0,44	0,775	0,03
Erro	654,32	64	10,22			

SQ, soma dos quadrados; gl, graus de liberdade; QM, quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 44 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de rotação da articulação do quadril

Carga	{1}	{2}	{3}
6% {1}		0,582	<0,001
8% {2}			<0,001
10% {3}			

Tabela 45 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento do CM

Grupo	Carga	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
Decrescente	6%		0,738	0,636	0,814	0,752	<0,001
Decrescente	8%			0,718	0,748	0,760	<0,001
Decrescente	10%				0,831	0,845	<0,001
Crescente	6%					0,657	<0,001
Crescente	8%						<0,001
Crescente	10%						