
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE

TIAGO PENEDO

**EFEITO DA FADIGA MUSCULAR NA SIMETRIA DO
CONTROLE POSTURAL EM ADULTOS JOVENS**

Dissertação apresentada ao Programa de Ciências da Motricidade - Interunidades, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade.

Abril - 2018

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP
FACULDADE DE CIÊNCIAS - CAMPUS DE BAURU
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA
LABORATÓRIO DE PESQUISA EM MOVIMENTO HUMANO (MOVI-LAB)

**EFEITO DA FADIGA MUSCULAR NA SIMETRIA DO
CONTROLE POSTURAL EM ADULTOS JOVENS**

Tiago Penedo

Orientador: Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Ciências da Motricidade - Interunidades, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade.

Bauru

2018

Penedo, Tiago.

Efeito da fadiga muscular na simetria do controle postural em adultos jovens / Tiago Penedo, 2018
103 f.

Orientador: Fabio Augusto Barbieri

Dissertação (Mestrado)- Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências, Bauru, 2018

1. Controle Motor. 2. Postura. 3. Fadiga Muscular. 4. Assimetria. 5. Estratégia Motora. 6. Movimento Humano. I. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências. II. Título.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Bauru

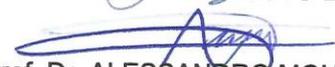


ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE Mestrado de TIAGO PENEDO, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE, DA FACULDADE DE CIÊNCIAS - CÂMPUS DE BAURU.

Aos 06 dias do mês de abril do ano de 2018, às 14:00 horas, no(a) Anfiteatro da Pós-Graduação da Faculdade de Ciências - UNESP/Bauru, reuniu-se a Comissão Examinadora da Defesa Pública, composta pelos seguintes membros: Prof. Dr. FABIO AUGUSTO BARBIERI - Orientador(a) do(a) Departamento de Educação Física / Faculdade de Ciências de Bauru - SP, Prof. Dr. ALESSANDRO MOURA ZAGATTO do(a) Departamento de Educação Física / UNESP - Faculdade de Ciências de Bauru - SP, Prof. Dr. FELIPE PIVETTA CARPES do(a) Centro de Ciências da Saúde de Uruguaiiana / Universidade Federal do Pampa, sob a presidência do primeiro, a fim de proceder a arguição pública da DISSERTAÇÃO DE Mestrado de TIAGO PENEDO, intitulada **EFEITO DA FADIGA MUSCULAR NA SIMETRIA DO CONTROLE POSTURAL EM ADULTOS JOVENS**. Após a exposição, o discente foi arguido oralmente pelos membros da Comissão Examinadora, tendo recebido o conceito final: aprovado. Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelos membros da Comissão Examinadora.



Prof. Dr. FABIO AUGUSTO BARBIERI



Prof. Dr. ALESSANDRO MOURA ZAGATTO



Prof. Dr. FELIPE PIVETTA CARPES

À minha família, aos meus amigos e a todos que contribuíram para sua realização.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus ou, para alguns, à Força Maior, pois sem fé eu nunca alcançaria e cumpriria essa meta na minha vida profissional. É essa Força que me protege e me guia todos os dias pela rodovia enquanto me desloco da minha casa pra universidade e da universidade pra minha casa.

Aos meus pais Carlos (*in memoriam*) e Helena, minhas maiores inspirações e exemplos de respeito, companheirismo e educação. Com certeza vocês contribuíram para a minha formação educacional e, principalmente, pessoal. Apesar de sentir muito sua falta, sei que o Senhor, PAPAI, me guia e torce pelo meu sucesso e, a Senhora, MAMÃE, com todas as dificuldades que passou e vem passando após a perda do papai, nunca mediu esforços pra sempre ajudar a mim e aos meus irmãos. Eu os amo muito!

À minha esposa Maria Amélia, agradeço todo o companheirismo, cumplicidade e entendimento dessa etapa da minha vida profissional. É você quem segura a barra todos os dias e me incentiva a sempre querer mais. Exemplo de companheira, de pessoa e de MÃE. Mesmo com todas as nossas discussões, estamos nos tornando um casal cada vez mais unido e forte. Desculpe minhas ausências e obrigado pela nossa família, pelo nosso filho João Carlos e pela nova vida que você conceberá em breve. Eu amo você!

Ao meu filho João Carlos, é por você que luto todos os dias. Criança, alegre, brincalhão e inteligente. Apesar das minhas ausências, tenho sempre feito o máximo pra te acompanhar e te ajudar na sua formação educacional, pessoal e de caráter. Amo você!

Aos meus irmãos Laís, Patrícia, Alexandre e Carina. Vocês que sempre me incentivam e me apoiam em tudo o que faço. Amo muito vocês!

Ao meu orientador Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri, ou simplesmente, Fabinho. Agradeço a acolhida, a paciência que sempre teve e está tendo (e precisará ter) nessa

minha jornada acadêmica. É você quem me norteia nas minhas dificuldades (e olha que não são poucas) e me ajuda a superar cada obstáculo. Obrigado pelas broncas, pela confiança que vem depositando no meu trabalho e pelas vivências que me proporciona dentro e fora do laboratório e das salas de aula e, claro, pela amizade. Espero que essa parceria, tanto dentro quanto fora do trabalho, continue por toda a vida.

Aos meus companheiros e colegas que fizeram ou que ainda fazem parte do MOVI-Lab André, Vinícius (Citos), Lucas (Testô), Carol, Felipe, Gabriel, Luis Felipe (Japa), Fabiana, Pedro, Elisa, Anna Laura, Murilo, Aline, Luiz Henrique, Luiz Fernando, Camila, Bruno e Fernanda. Agradeço toda ajuda com as minhas dificuldades e toda a paciência para aguentar minhas piadas. Podem contar comigo sempre!

Especialmente, entre esses supracitados, agradeço ao Felipe, Elisa, Anna Laura, Vinícius (Citos), Lucas (Testô) e Ricardo Barbieri (Rica). Agradeço toda ajuda antes, durante e após a coleta e análise dos dados, resolvendo, com maestria, os “pepinos” que surgiam e contribuindo para que esse trabalho acontecesse. Sou muito grato!

Aos meus amigos e colegas de Jaú, companheiros de profissão, que sempre me apoiaram nessa jornada acadêmica. Especialmente, agradeço ao meu amigo e companheiro de profissão Renan Turini, meu orientador de especialização e um dos primeiros incentivadores das minhas atividades acadêmicas.



Efeito da fadiga muscular na simetria do controle postural em adultos jovens

Resumo

O aumento da oscilação do centro de massa causado pela fadiga muscular bilateral afeta o controle da postura em pé. Entretanto, ainda não é claro como a fadiga muscular afeta o controle postural, especialmente relacionado à estratégia motora e à assimetria. Assim, os objetivos deste estudo foram: i) analisar e comparar o uso de estratégias motoras para o controle postural de adultos jovens após fadiga muscular bilateral da região do tornozelo e do quadril, considerando a simetria no controle postural e; ii) analisar o efeito da fadiga muscular unilateral e bilateral de tornozelo na simetria dos membros inferiores durante postura bipodal estática. Para responder as questões da dissertação, dois estudos foram desenvolvidos. Participaram em cada estudo 20 adultos jovens com idade entre 20 e 35 anos. Os participantes realizaram avaliação postural sobre duas plataformas de força, antes e após fadiga muscular bilateral de tornozelo ou de quadril (estudo 1) e fadiga bilateral, fadiga unilateral do membro preferido e unilateral do membro não-preferido de tornozelo (estudo 2), sendo cada tipo de fadiga muscular realizado em um dia específico. A indução à fadiga foi realizada pela tarefa de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo (fadiga de tornozelo) sobre um *step* ou pela flexão e extensão do quadril (fadiga de quadril) sentado em uma cadeira, com frequência de movimento controlada. Em ambos os estudos os parâmetros do centro de pressão foram mensurados, sendo utilizado o índice de simetria para analisar o nível de assimetria no controle postural. Para responder os objetivos dos estudos, os parâmetros de interesse foram comparados através de ANOVAs e MANOVAs com fatores de acordo com as variáveis independentes de cada estudo. Os principais achados da dissertação foram que não houve alteração da estratégia motora após fadiga muscular e houve diminuição da assimetria entre os membros inferiores após fadiga muscular de tornozelo. Ainda, a fadiga bilateral de tornozelo não causou assimetria postural. Por outro lado, as fadigas unilaterais, tanto do membro preferido quanto do não-preferido, geraram assimetrias durante o controle da postura, na qual o membro preferido assumiu o papel de controlador principal da tarefa, mesmo depois de fadigado.

Palavras-chave: Controle Motor; Postura; Fadiga Muscular; Assimetria; Estratégia Motora, Movimento Humano.

Effect of muscle fatigue in the postural control symmetry in young adults

Abstract

Bilateral muscle fatigue affects postural control while standing, increasing the sway of the center of mass. However, it is still unclear how muscle fatigue affects postural control, especially related to the motor strategy and asymmetry. Thus, the objectives of this study were: i) to analyze and compare the use of motor strategies for the postural control of young adults after bilateral muscular fatigue of the ankle and hip, considering symmetry in postural control and; ii) to analyze the effects of unilateral and bilateral ankle muscle fatigue on the symmetry of the lower limbs during bipodal standing. To answer the questions of the research project, two studies were developed. Participate in each study 20 young adults aged 20 to 35 years. Participants performed the postural task on two force platforms, before and after bilateral ankle or hip muscle fatigue (study 1) and bilateral, and unilateral of the preferred limb and unilateral of the non-preferred limb ankle muscle fatigue (study 2). Each type of muscle fatigue was performed on a specific day. Fatigue induction was performed by the plantar flexion and dorsiflexion of the ankle (ankle fatigue) task on a step or by flexion and extension of the hip (hip fatigue) sitting on a chair, with controlled movement frequency. In both studies the center of pressure parameters were measured, using the symmetry index to analyze the level of asymmetry in the postural control. In order to answer the objectives of the studies, the parameters of interest were compared through ANOVAs and MANOVAs with factors according to the independent variables of each study. The main findings of the dissertation were that there was no change in the motor strategy after muscle fatigue and there was a decrease in the asymmetry between the lower limbs after ankle muscle fatigue. Moreover, bilateral ankle fatigue did not cause postural asymmetry. On the other hand, unilateral fatigue of both the preferred and the non-preferred limb generated asymmetries during posture control, in which the preferred member assumed the role of main controller of the task, even after fatigue.

Keywords: Motor Control; Posture; Muscle fatigue; Asymmetry; Motor Strategy; Human Movement.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Exemplificação do protocolo experimental.....36
- Figura 2.** Equipamento utilizado para a realização do protocolo de CVM. **A** – *Leg Press* adaptado para a realização da CVM de tornozelo pela flexão plantar bilateral do tornozelo. **B** – Cadeira adaptada para a realização da CVM de quadril pela flexão bilateral do quadril na posição sentada.....40
- Figura 3.** Posicionamento dos eletrodos para a aplicação da eletroestimulação neuromuscular. **A** - Eletrodo superior na fossa poplíteia e eletrodo inferior longitudinalmente no nervo tibial; **B1** – Eletrodo sobre oervo femoral porção L2; **B2** - Eletrodo sobre a dobra glútea.....42
- Figura 4.** Resposta de força obtidas em uma contração isométrica máxima de extensão de joelho e durante a aplicação dos estímulos elétricos.....43
- Figura 5.** Exemplo do protocolo para a indução à fadiga muscular por: **A** - flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo (*standing calf raise exercise*) sobre o *step* e; **B** - flexão e extensão do quadril sobre uma cadeira.....45
- Figura 6.** Parâmetros da CVM (médias e desvios padrão) antes e após a fadiga muscular, nas condições de fadiga muscular de tornozelo e fadiga muscular de quadril. **A** – Força (kgf); **B** – Queda de força (%); **C** – Ativação voluntária (%); **D** – *Twitch Superimposed*; **E** – *Twitch Potentiated*; * - Efeito principal de fadiga muscular ($p<0,05$).....48
- Figura 7.** Médias e desvios padrão dos valores de assimetria de força (%). * - Efeito principal de fadiga; ** - Efeito principal de condição.....56
- Figura 8.** Índice de simetria (%) dos parâmetros da EMG durante a postura (média e desvio padrão), para as condições de fadiga bilateral de tornozelo e de quadril, nos momentos antes e após a fadiga muscular. **FM** - frequência mediana; **RMS** - *root mean square*; **TA** – tibial anterior; **GM** – gastrocnêmio medial; **RF** – reto femoral; **BF** – bíceps femoral; **A** – FM TA; **B** – FM GM; **C** – FM RF; **D** – FM BF; **E** – RMS TA; **F** – RMS GM; **G** – RMS RF; **H** – RMS BF; **I** – Co-contração TA-GM; **J** – Co-contração RF-BF; * - Interação entre os fatores região muscular fadigada x fadiga muscular ($p<0,05$).....60
- Figura 9.** Exemplificação do protocolo experimental.....72
- Figura 10.** Força (kgf) antes e após a fadiga muscular e queda de força (%) nas condições de fadiga bilateral, unilateral do membro preferido e do membro não-preferido. **MP** – membro referido; **MNP** – membro não preferido; * - Efeito principal de fadiga muscular ($p<0,05$).....77

Figura 11. Médias e desvios padrão do índice de simetria de força (em %) nas condições de fadiga bilateral, unilateral do membro preferido e do membro não-preferido de tornozelo, nos momentos antes e após a fadiga muscular. Valores negativos indicam assimetria para o membro preferido e valores positivos para o membro não-preferido.* - Efeito principal de fadiga muscular ($p<0,05$).....**78**

Figura 12. Médias e desvios padrão do índice de simetria (em %) da ativação muscular (EMG) nas condições de fadiga bilateral, unilateral do membro preferido e do membro não-preferido, nos momentos antes a após a fadiga muscular de tornozelo. Valores negativos indicam assimetria para o membro preferido e valores positivos para o membro não-preferido. **FM** – Frequência mediana; **RMS** – *Root mean square*; **A** – FM do TA; **B** – FM do GM; **C** – RMS do TA; **D** – RMS do GM; **E** – Integral do TA; **F** – integral do GM; **G** – Co-contração TA-GM; * - Efeito principal de fadiga muscular ($p<0,05$); ** - Efeito principal de condição ($p<0,05$); *** - Interação entre os fatores fadiga muscular e condição ($p<0,05$).....**82**

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1.** Média e desvio padrão das características antropométricas dos participantes (n=20). Entre parênteses estão os valores mínimo e máximo.....**34**
- Tabela 2.** Parâmetros da EMG (médias e desvios padrão) durante a CVM de tornozelo e de quadril, antes e após a fadiga muscular. Entre parênteses está o tamanho do efeito (η^2).....**49**
- Tabela 3.** Parâmetros do CoP (médias e desvios padrão) de acordo com as condições antes e após a fadiga muscular. Os valores de p são mostrados para efeito principal de fadiga e condição, e interação entre os fatores fadiga e condição. Entre parênteses está o tamanho do efeito (η^2).....**52**
- Tabela 4.** Atividade muscular (médias e desvios padrão) durante a tarefa de controle postural para os membros preferido e não-preferido, nas condições de fadiga muscular de tornozelo e quadril, nos momentos antes e após a fadiga muscular. Os valores de p são mostrados para efeito principal de fadiga e condição, e interação entre os fatores fadiga e condição. Entre parênteses está o tamanho do efeito (η^2).....**55**
- Tabela 5.** Média e desvio padrão dos valores dos parâmetros do IS (em porcentagem) de acordo com as condições antes e após a fadiga muscular. Os valores de p são mostrados para efeito principal de fadiga e condição, e interação entre os fatores fadiga e condição. Entre parênteses está o tamanho do efeito (η^2).....**58**
- Tabela 6.** Médias e desvios padrão do índice de simetria (em %) dos parâmetros do CoP, para as condições de fadiga bilateral, unilateral do membro preferido e do membro não-preferido, nos momentos antes e após a fadiga muscular de tornozelo. Valores positivos indicam assimetria para o membro preferido e valores negativos para o membro não-preferido. Entre parênteses está o tamanho do efeito (η^2).....**80**

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	13
1 Introdução Geral.....	14
1.1 Controle postural.....	15
1.2 Fadiga muscular.....	17
1.3 (As)Simetria do controle postural.....	20
1.4 Efeitos da fadiga muscular na estratégia e na simetria do controle postural....	22
1.5 Objetivos e delineamento da dissertação.....	26
CAPÍTULO 2	27
2. Efeito da fadiga muscular de tornozelo e de quadril nas estratégias e na simetria do controle postural em adultos jovens	28
2.1 Introdução	28
2.2 Materiais e método.....	31
2.2.1 Participantes.....	31
2.2.2 Delineamento experimental.....	31
2.2.3 Protocolo de controle postural.....	33
2.2.4 Protocolo de CVM.....	35
2.2.5 Protocolos de IF.....	39
2.2.6 Simetria do controle postural e de força.....	40
2.2.7 Análise estatística.....	40
2.3 Resultados.....	42
2.3.1. CVM e tempo de IF e BORG.....	42
2.3.2 Parâmetros do controle postural.....	44
2.3.2.1 CoP.....	44
2.3.2.2 Atividade elétrica muscular durante a postura (EMG).....	48
2.3.3 Assimetria.....	50
2.3.3.1 Força.....	50
2.3.3.2 CoP.....	50
2.3.3.3 Atividade elétrica muscular (EMG).....	52
2.4 Discussão.....	54
2.4.1 Caracterização da fadiga muscular.....	54
2.4.2 Efeitos da fadiga muscular no controle postural.....	55
2.4.3 Estratégia motora do controle postural.....	57

2.4.4 Assimetria do controle postural após fadiga muscular	58
2.4.5 Limitações	60
2.5 Conclusão	61
CAPÍTULO 3	62
3. Efeito da fadiga muscular bilateral e unilateral de tornozelo na simetria do controle postural	63
3.1 Introdução	63
3.2 Método	65
3.2.1 Participantes.....	65
3.2.2 Delineamento experimental.....	65
3.2.3 Protocolo de controle postural.....	67
3.2.4 Protocolo de CVM.....	69
3.2.5 Protocolo de indução à fadiga muscular bilateral e unilateral de tornozelo.....	70
3.2.6 (As)Simetria do controle postural (CoP e EMG) e de força.....	71
3.2.7 Análise estatística.....	71
3.3 Resultados	72
3.3.1 CVM, tempo de indução à fadiga e BORG.....	72
3.3.2 Assimetria.....	75
3.3.2.1 Força.....	75
3.3.2.2 CoP.....	75
3.3.2.3 Atividade muscular (EMG).....	78
3.4 Discussão	79
3.5 Conclusão	83
CAPÍTULO 4	84
4. Considerações finais	85
5. Referências bibliográficas	87
6. Atividades desenvolvidas durante o mestrado	96

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO GERAL

1. Introdução Geral

A fadiga muscular localizada tem sido indicada como uma estrutura experimental relevante para investigar a capacidade do sistema nervoso central (SNC) em adaptar a postura e o comportamento motor após perturbações neuromusculares (Fuller et al., 2009; Missenard et al., 2009; Schmid et al., 2006; Côté et al., 2002; Vuillerme et al., 2002b). Por exemplo, a fadiga dos músculos flexores plantares de ambos os membros inferiores tem sido usada com sucesso para aumentar o nosso conhecimento sobre os mecanismos de integração entre o sistema motor e sensorial envolvidos no controle da postura bípede (Vuillerme e Boisgontier, 2010). Entretanto, a fadiga muscular aumenta a oscilação corporal, prejudicando o controle postural (BOYAS et al., 2013a).

É interessante notar que quando os dois membros inferiores estão fadigados, não existe a possibilidade de compensação dos efeitos da fadiga pelo membro inferior não fadigado, como é o caso quando temos uma fadiga muscular unilateral (apenas um dos membros fadigados). Este quadro é característico em muitas doenças, como a doença de Parkinson (Barbieri et al., 2017), a esclerose múltipla (Chung et al., 2008) e após acidente vascular (Genthon et al., 2008; Talis et al., 2008). Ainda, a fadiga muscular bilateral ou unilateral pode gerar uma assimetria no controle postural. Contudo, os efeitos da fadiga muscular na (as)simetria do controle postural ainda são pouco compreendidos e divergentes na literatura. A assimetria no uso dos membros inferiores para controlar a postura pode fazer com que o indivíduo ajuste inadequadamente a postura, exigindo mais de um dos membros inferiores (Marigold e Eng, 2006), podendo ocasionar quedas mesmo em populações saudáveis. Desta forma, o entendimento das consequências da fadiga muscular no controle postural pode ajudar a entender sobre os possíveis mecanismos de compensação postural sob condições de limitação

neuromuscular, evitando quedas e lesões em tarefas que exijam controle postural, podendo ser um modelo interessante para estudar seus efeitos e relacioná-los com patologias. Portanto, o objetivo geral desta dissertação é investigar o efeito da fadiga muscular no controle postural de adultos jovens, considerando as estratégias e a simetria do controle postural.

A seguir, nesta introdução geral, são apresentados os conceitos gerais de controle postural e fadiga muscular e suas relevâncias e causas no cotidiano das pessoas. Posteriormente, são mostrados os efeitos que a fadiga muscular exerce sobre o controle da postura. Ainda, são revisados os conceitos de simetria postural e algumas evidências dos efeitos da fadiga no controle da postura. Por fim, são apresentados os objetivos, as hipóteses e os estudos da dissertação.

1.1 Controle postural

A maioria das tarefas cotidianas exige uma boa manutenção do controle da postura, garantindo máxima segurança. Manter a postura estática é uma tarefa complexa devido à necessidade da integração sensorial e motora (Rougier e Genthon, 2009). O controle postural é definido como a regulação da posição do corpo no espaço com os objetivos de orientação e equilíbrio para que o indivíduo permaneça em uma posição vertical estável perante a gravidade (Papa, Hassan e Bugnariu, 2016; Shumway-Cook e Woollacott, 2001). A orientação postural é descrita como a integração e interpretação que o sistema nervoso central (SNC) faz das informações sensoriais advindas dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial (Bermejo et al., 2017), para que seja estabelecida uma representação do corpo em relação ao ambiente e dos segmentos corporais relativos uns aos outros e ao ambiente (Horak e Kuo, 2000), regulando precisamente os mecanismos eferentes do controle postural. O equilíbrio postural

envolve a capacidade de manter uma posição desejada ou mover-se em uma maneira controlada, mantendo o equilíbrio das forças e o torque que atuam sobre o corpo (HORAK E KUO, 2000).

O controle da postura é um processo contínuo de monitoramento e restabelecimento da oscilação corporal. Portanto, é necessária constante manutenção do centro de pressão (CoP) dentro dos limites da base de suporte para que o controle da postura seja eficaz (Winter, 1995). O CoP reflete o ponto de força que mantém o centro de gravidade entre a base de suporte (Chiari et al., 2000; Prieto et al., 1996), a qual é delimitada pelas bordas laterais externas dos pés no sentido médio-lateral e pelos calcânhares e pontas dos pés no sentido anteroposterior (van Wegen e van Emmerik, 2000). Para manter a estabilidade do controle postural, ou seja, conservar o CoP dentro dos limites da base de suporte, duas estratégias principais são utilizadas: estratégia de tornozelo e estratégia de quadril (Chow et al., 2016). A estratégia de tornozelo resulta em menores e mais sutis deslocamentos do CoP, mantendo o equilíbrio permanente (Chow et al., 2016), e envolve os movimentos provenientes da articulação do tornozelo (i.e., flexão plantar e dorsiflexão através dos músculos gastrocnêmios e tibiais anteriores), sendo utilizada principalmente por adultos jovens e em tarefas estáticas simples (Runge et al., 1999; Winter, 1995; Nashner e McCollum, 1985). A estratégia de quadril está associada aos movimentos de flexão e extensão de quadril, sendo mais utilizada em tarefas mais complexas (Horak e MacPherson, 1996) ou sob o efeito da fadiga (Vuillerme et al., 2001, 2002a,b; Gribble e Hertel, 2004b; Bizid et al., 2009). Entretanto, a estratégia de quadril induz a maiores deslocamentos do CoP, aumentando, desta forma, a instabilidade postural, principalmente no sentido médio-lateral (Talis et al., 2008). Assim, o controle postural é influenciado por diversos fatores como a fadiga

muscular (Paillard, 2012) e assimetria entre os membros (Marigold e Eng, 2006), sendo necessários ajustes motores eficazes para o bom controle da postura.

1.2 Fadiga muscular

A fadiga muscular é reconhecida como um sério problema social (Hancock e Desmond, 2000; Cohen, Kessler e Gordon, 1995), o que justifica estudos que envolvam seus mecanismos e influência no movimento humano. Ainda, o desempenho no ambiente de trabalho e nas atividades diárias (Swaen et al., 2003) é comprometido pela presença da fadiga muscular. No ambiente de trabalho, o acúmulo de fadiga pode levar a diminuição da produtividade, além de induzir a erros desastrosos em atividades que exigem o controle postural estático ou dinâmico (Halvani et al., 2009). Há um alto índice de quedas (entre 20 a 33%) no ambiente de trabalho causadas pela fadiga muscular (Swaen et al., 2003; Bentley e Haslam, 1998) devido à diminuição da força muscular e da amplitude de movimento (Barbieri et al., 2014; 2013a,b,c; Paillard et al., 2010), e prejuízos na coordenação e propriocepção (Paillard, 2012; Granacher et al., 2010; Vuillerme e Boisgontier, 2010; Lin et al., 2009), uma vez que a fadiga causa esses danos, sem ter fatores intervenientes como dor e inchaço (Murdock e Hubley-Kozey, 2012). Desta forma, com o intuito de regular o efeito da fadiga no local de trabalho, os governos de alguns países tem incluído paradas periódicas durante a jornada de trabalho e atividades que auxiliem a evitar os danos causados pela fadiga muscular (DAWSON E MCCULLOCH, 2005).

A definição de fadiga é complexa e controversa. De forma geral, a fadiga é definida como a falha ou incapacidade de manter a força desejada ou requerida (Edwards, 1981). Ainda, pode ser definida como a falha em prosseguir em um exercício em uma intensidade estabelecida (Booth e Thomason, 1991), associada à diminuição do

desempenho muscular e/ou queda na produção de força (Stackhouse et al., 2001). A dificuldade na sua conceituação possivelmente ocorre porque a fadiga é multifatorial (Lou, 2009) e envolve a sensação de cansaço, energia reduzida, fraqueza muscular e diminuição de força (Kroenke et al., 1988). Para o presente estudo, o foco de interesse é a fadiga muscular, definida como a incapacidade de geração e/ou manutenção de determinados níveis de força através de contrações repetidas (Kent-Braun, 2009; Ascensão et al., 2003; Gandevia, 2001; Green, 1997; Green, 1995; Enoka e Stuart, 1992). Um exemplo claro desta definição é quando um indivíduo está desempenhando um exercício de resistência muscular, como por exemplo, sentar e levantar repetidamente (Barbieri et al., 2014, Barbieri et al., 2013a,b; Helbostad et al. 2007) ou realizar repetidamente a dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo (Barbieri et al., 2014; Barbieri et al., 2013a), em um esforço submáximo e após um determinado período não é capaz de manter a intensidade (força requerida) do exercício, sendo a máxima capacidade de gerar força muscular menor que o objetivo de esforço submáximo estabelecido.

A fadiga muscular é causada pela combinação de fatores centrais e periféricos do SNC (Gandevia, 2001). Ela é gerada por limitações na habilidade do sistema nervoso em originar um sinal de ativação – fator central – e no estímulo do cálcio em promover ativação – fator periférico (Powers e Howley, 2011). A fadiga central está relacionada a uma falha voluntária ou involuntária intrínseca dos moto-neurônios espinhais e supra espinhais (Gandevia, 2001; Ascensão, 2003), reduzindo o número de unidades motoras ativadas ou a frequência de disparo destas unidades motoras (Powers e Howley, 2011). Por outro lado, a fadiga periférica é produzida por mudanças na junção neuromuscular (Gandevia, 2001), causando falha da membrana de superfície em transmitir o potencial de ação ou na liberação do cálcio pelo retículo sarcoplasmático (Powers e Howley,

2011). Isso causa diminuição da disponibilidade de substratos energéticos aos músculos ativos durante o exercício (Ascensão, 2003; Davis e Fitts, 2001), principalmente a ATPase de Na^+/K^+ , de Ca^{2+} e miofibrilares. Ainda, a fadiga muscular de origem periférica pode ser gerada pela acidose metabólica induzida pelo exercício de curta duração e alta intensidade, resultando no aumento das concentrações dos íons de hidrogênio e redução consequente do pH (Ascensão, 2003) decorrente da rápida dissociação do ácido láctico, o prejudica a execução do movimento.

É conhecido que o SNC central e periférico (Gandevia, 2001; Millet et al., 2003) tem a capacidade plástica de se moldar conforme a idade, estado de treinamento e alterações ambientais (Millet et al., 2011). No entanto, alterações mais agudas podem ser encontradas em decorrência de esforços de alta intensidade (Millet et al., 2003), tornando de suma importância o entendimento das diferentes dimensões do processo de instauração da fadiga muscular relacionados ao controle motor e biomecânica. Entretanto, apesar dos diferentes conceitos sobre a origem da fadiga, algumas ferramentas (técnicas) tentam desvincular as informações provenientes de cada tipo de fadiga (ou seja, central ou periférica). Assim, o possível papel do SNC na origem da fadiga, central ou periférica, tem sido estudado com recurso a técnicas designadas por contrações interpoladas (*twitch interpolation*) (Stackhouse et al., 2000), nas quais a força máxima que o indivíduo consegue produzir de maneira voluntária é comparada com a força supramáxima evocada por eletroestimulação (Davis e Fitts, 2001), evidenciando que existe uma “reserva” teórica de força acessada somente através do uso dessa técnica. A *twitch interpolation* produz uma despolarização “forçada” do neurônio motor periférico por um pulso elétrico supra máximo externo, sendo monitorada pela força produzida e pela eletromiografia. Ainda, representa uma ferramenta muito útil na determinação dos parâmetros referentes à fadiga muscular, principalmente na

capacidade de detectar déficits na ativação voluntária durante contrações isométricas ou dinâmicas (MARCHETTI E CORSO, 2012; SHIELD E ZHOU, 2004).

A maioria dos estudos acerca da fadiga muscular tem focado nos efeitos do ponto de vista fisiológico, perturbando diretamente a homeostase e a manutenção de força e potência muscular. Entretanto, poucos estudos têm investigado as consequências da fadiga muscular na reorganização do movimento, para prolongar a habilidade motora em tarefas que não demandem altas produções de força (Aune, Ingvaldsen e Ettema, 2008). No entanto, devido às limitações centrais e periféricas, a fadiga muscular prejudica o controle motor através do aumento da co-contração muscular e da limitação na capacidade de produzir movimentos rápidos para a correção de movimentos realizados sem eficácia (Izawa et al., 2008; Parijat e Lockhart, 2008a,b; Franklin et al., 2007; Helbostad et al., 2007; Dieën et al., 2003; Lord et al., 1993), prejudicando a execução das ações motoras. Desta forma, para compensar os efeitos da fadiga muscular, novas unidades motoras são recrutadas, o que exige uma nova organização de ativação muscular e de controle de movimento para compensar os déficits causados pela fadiga muscular, como por exemplo, no controle postural (Boyas et al., 2013a; Bisson et al., 2011; Wojcik et al., 2011; Vuillerme e Boisgontier, 2010; Lin et al., 2009; Strang et al., 2009). O entendimento das consequências da fadiga muscular nos ajustes de coordenação e controle motor pode trazer novos conhecimentos de como o sistema motor responde a requerimentos imediatos após uma perturbação sensorial, especificamente a fadiga muscular.

1.3 (As)Simetria do controle postural

Embora o desenvolvimento dos hemisférios direito e esquerdo do cérebro, nos níveis anatômico e funcional, seja altamente simétrico, é evidente que existem

diferenças (assimetrias), mesmo que sutis, entre os dois lados, e que essas diferenças acarretam dominância tanto no processamento (Duboc et al., 2015) quanto no comportamento e na execução de específicas tarefas motoras (Zverev, 2006), como no controle da postura bipodal. Contudo, recentemente pouca atenção científica tem sido dada à influência da lateralização do corpo humano para controlar a postura bipodal estática (Gutnik et al., 2008). Especificamente para o controle postural, a assimetria lateral pode ser definida como a diferença na capacidade de controle entre os membros inferiores homólogos do lado direito e esquerdo do corpo (Haywood e Getchell, 2004). Assim, o termo “assimetria” tem sido usado para caracterizar desiguais distribuições de peso na aplicação da força de reação do solo (FRS) entre os membros direito e esquerdo (Kitisomprayoongkul et al., 2005), isto é, quando o peso corporal é majoritariamente concentrado em uma das pernas, enquanto a outra suporta pouco ou praticamente nenhum peso (RICO, 2015; WINTER et al., 2003).

A assimetria entre os membros tem um efeito negativo sobre o controle postural. A assimetria postural contribui para aumentar a oscilação e instabilidade postural pelo aumento de massa corporal sobre um membro (Marigold e Eng, 2006) e, dessa forma, tem servido como uma mensuração confiável no diagnóstico de declínios no controle postural (Blaszczyk et al., 2000). Jonsson e colaboradores (2007) e Blaszczyk e colaboradores (2000) investigaram o comportamento da postura bipodal e verificaram que os indivíduos apresentam de 7 a 15% de assimetria postural. Por outro lado, a simetria entre os membros pode indicar estabilidade durante o controle da postura bipodal e envolve menor demanda do sistema de controle postural para regular a postura ereta (Anker, 2008; Genthon e Rougier, 2005). Lin e colaboradores (2009) encontraram simetria entre os membros em adultos jovens e propuseram que alguma assimetria nessa população é devido a fatores além da preferência lateral. Anker e colaboradores (2008)

mostraram que os efeitos da assimetria no controle postural são decorrentes de mudanças nas restrições biomecânicas da posição vertical e sugeriram que a instabilidade postural pode ser diminuída pelo aumento da simetria entre os membros. Ainda, indivíduos saudáveis que adotam uma distribuição de peso simétrica nas duas pernas, a variação da magnitude da FRS produzida varia em proporções muito próximas e são exercidas com padrões semelhantes entre os membros (Rougier e Genthon, 2009). Do ponto de vista biomecânico, manter uma postura mais simétrica pode levar a menores oscilações corporais, facilitando o controle do equilíbrio (Rougier e Genthon, 2009; Anker et al., 2008; Genthon e Rougier, 2005), mantendo o CoP mais distante dos limites da base suporte (Rico, 2015), principalmente após a fadiga muscular.

1.4 Efeitos da fadiga muscular na estratégia e na simetria do controle postural

A fadiga muscular afeta o controle postural de adultos jovens. A fadiga muscular tem efeito na qualidade e manipulação da informação sensorial e no controle motor, que induzem perturbações no sistema neuromuscular que modificam a força muscular (Paillard, 2012; Bizid et al., 2009; Harkins et al., 2005), prejudicando a entrada de informações advindas do sistema proprioceptivo. Estudos anteriores indicam aumento da oscilação corporal após fadiga muscular devido às mudanças na propriocepção (Bisson et al., 2011; Salavati et al. 2007; Gribble e Hertel 2004a,b; Vuillerme et al. 2002a). Ainda, há aumento da latência entre a ativação muscular e o movimento do CoP (Mello et al., 2007), o que afeta mais a resposta motora do que a entrada do estímulo sensorial (Corbeil et al., 2003). Além disso, os efeitos da fadiga muscular são independentes da região do corpo fadigada. Estudos anteriores apontam que a fadiga muscular de diferentes regiões do corpo, como tornozelo (Boyas et al., 2013a; Wojcik et al., 2011; Bisson et al., 2011; Bizid et al., 2009; Harkins et al., 2005; Corbeil et al.,

2003; Vuillerme et al., 2002a,b; Yaggie e McGregor, 2002), joelho (Wojcik et al., 2011; Paillard et al., 2010; Bizid et al., 2009), quadril (Bisson et al., 2011; Gribble e Hertel 2004a,b), lombar e pescoço (Wojcik et al., 2011; Madigan et al., 2006), deterioraram o controle postural.

Os efeitos da fadiga muscular localizada no controle postural podem ser explicados da seguinte maneira (Paillard, 2012): i) há alteração na propriocepção (muscular, tendinosa e articular) que afeta a junção neuromuscular causando fadiga periférica; ii) há integração central inadequada da informação sensorial que modificam o esquema corporal (fadiga central); iii) há prejuízos do controle neuromuscular e conseqüentemente da resposta motora, deteriorando a contração muscular. Desta forma, a combinação dos três fatores prejudica o controle postural. Com isso, a fadiga muscular é responsável pela redistribuição da contribuição dos músculos ativos e da reorganização da coordenação multiarticular que controlam a postura (Yiou et al., 2009; Côté et al., 2002). Pioras no controle postural, frequentemente inferidas pelo aumento na oscilação postural causados pela fadiga, têm sido associadas com o aumento do risco de quedas (Wojcik et al., 2011; Lin et al., 2009). Para lidar com os efeitos da fadiga muscular no controle postural, as pessoas realizam ajustes motores que podem ser modificados de acordo com a região do corpo fadigada.

A fadiga muscular gera modulações na estratégia do controle postural. Estudos anteriores têm apontado que a fadiga dos músculos proximais do membro inferior, como as musculaturas do quadril e joelho, aumenta a oscilação corporal em comparação à fadiga muscular da região do tornozelo em adultos jovens (Gribble e Hertel, 2004a,b; Vuillerme et al., 2002a,b). Este achado parece indicar que há uma maior dependência da articulação da região proximal (i.e. quadril) para o controle postural, sendo que quando esta região é fadigada há diminuição do controle da postura (Gribble e Hertel, 2004a,b).

Entretanto, esta informação parece contrastar com as afirmações iniciais de que adultos jovens utilizam principalmente dos músculos do tornozelo para controlar a postura estática, sendo a principal estratégia utilizada para evitar uma queda (Winter, 1995). Ainda, a literatura parece apontar que a mudança de estratégia no controle postural (i.e., estratégia de quadril ou tornozelo) parece ser dependente da região muscular fadigada. Quando a fadiga muscular da região do tornozelo ocorre, adultos jovens têm utilizado a estratégia de quadril para controlar a postura (Bisson et al., 2011; Harkins et al., 2005), sendo que o quadril exerce um importante papel de feedback proprioceptivo para o controle motor (Talis et al., 2008). Entretanto, a estratégia de quadril induz a maiores deslocamentos do CoP (Talis et al., 2008). Mudança semelhante parece ocorrer quando a região do quadril é fadigada, sendo que outras musculaturas são ativadas para controlar a postura (Gribble e Hertel, 2004a,b). Vuillerme e colaboradores (2002a,b) explicam a mudança na estratégia de controle postural após a fadiga muscular através de duas hipóteses. A primeira indica uma mudança na sensibilidade do fuso muscular, fazendo com que o sistema nervoso central repese a informação sensorial emitida pela região que está fadigada. A segunda hipótese propõe que a falta de informações proprioceptivas resultante das estruturas músculo-articulares que foram fadigadas para o sistema de regulação postural é uma estratégia para facilitar a informação enviada pelas estruturas periféricas de outras articulações não fadigadas. Apesar de informações relevantes sobre a mudança na estratégia de acordo com a região fadigada, a maioria dos estudos tem utilizado um protocolo de controle postural em apenas uma perna, e/ou fadiga muscular apenas de um dos membros inferiores. Isto torna a tarefa mais desafiadora, mas muitas vezes não representa o que ocorre durante o dia a dia, no qual controlamos a postura com ambos os membros inferiores. Desta forma, a estratégia postural utilizada pode ser diferente. Ainda, existe pouca informação sobre a atividade

muscular quando a musculatura proximal (quadril) ou distal (tornozelo) é fadigada, necessitando de maiores esclarecimentos. Além disso, a fadiga muscular de ambos os membros inferiores ou apenas de um dos membros inferiores pode gerar assimetria no controle postural de adultos jovens.

A fadiga muscular pode influenciar a presença de diferenças (assimetrias) entre os membros inferiores (Ament e Verkerke, 2009; Marchetti, 2009). Apesar do conhecimento sobre o efeito da fadiga muscular no controle postural estar crescendo nos últimos anos (Lin et al., 2009; Madigan et al., 2006; Pline et al., 2006; Davidson et al. 2004), o efeito deste fenômeno na simetria do controle postural é pouco estudado, especialmente relacionado ao membro inferior fadigado (i.e. fadiga bilateral e unilateral do membro preferido e não-preferido). Com a fadiga muscular unilateral, cada membro pode contribuir de maneira diferente para o controle bipodal, com predominante contribuição do membro não-fadigado, que parece aumentar seus ajustes motores para preservar o controle da postura (Vuillerme et al., 2009), assim aumentando a assimetria no controle postural. No entanto, ainda não é claro na literatura como a fadiga muscular unilateral do membro preferido e/ou do membro não-preferido afeta o membro contralateral durante a postura bipodal estática, tornando o controle postural assimétrico. Interessantemente, existem hipóteses na literatura dos efeitos neurais contralaterais após fadiga unilateral e pode ser explicado de duas maneiras (Berger, Regueme e Forestier, 2010): i) há uma maior atividade dos músculos da perna contralateral, limitando o risco de lesões nos músculos fadigados e; ii) há uma diminuição da atividade muscular contralateral para reduzir a assimetria entre as pernas. Apesar dos autores terem encontrado alterações contralaterais nos parâmetros do CoP, não investigaram o efeito da fadiga unilateral do membro preferido e do membro não-preferido na assimetria do controle postural. Portanto, o esclarecimento dos mecanismos

de ajustes posturais ipsilateral e contralateral e o aparecimento de assimetria entre os membros inferiores após os efeitos da fadiga bilateral e unilateral do membro preferido e não-preferido pode ajudar no entendimento de como o sistema neuromuscular atua para reparar possíveis déficits no controle da postura bipodal.

1.5 Objetivos e delineamento da dissertação

Os danos causados pelos efeitos da fadiga muscular sobre o controle da postura parecem bem entendidos na literatura. Contudo, mediante ao apresentado acima, uma lacuna surge quando se trata de como estes danos podem interferir na estratégia de controle postural e na simetria entre os membros inferiores. Portanto, os objetivos específicos desta dissertação são: i) analisar e comparar o uso de estratégias motoras para o controle postural de adultos jovens após fadiga muscular bilateral da região do tornozelo e do quadril, considerando a simetria no controle postural e; ii) analisar o efeito da fadiga muscular unilateral e bilateral de tornozelo na assimetria/simetria dos membros inferiores durante postura bipodal estática. Para responder as questões da dissertação, dois estudos foram desenvolvidos.

O primeiro estudo, apresentado no capítulo 2, responde duas questões principais: i) A estratégia de controle postural é alterada de acordo com a região muscular do membro inferior (região do tornozelo ou quadril) fadigada durante postura bipodal? ii) Qual fadiga muscular, da região do tornozelo ou do quadril, gera maior assimetria no controle postural? Para isso, foi comparado o efeito que os protocolos de fadiga muscular de tornozelo e de quadril causam na simetria e nas estratégias do controle postural.

O segundo estudo, apresentado no Capítulo 3, analisou o efeito da fadiga muscular bilateral, unilateral do membro preferido e do membro não-preferido do

tornozelo no controle postural, considerando a simetria dos membros inferiores. Dessa forma, foi comparada à influência do tipo de fadiga na simetria do controle postural, bem como a influência do membro não fadigado sobre o controle da postural bipodal estática.

CAPÍTULO 2

EFEITO DA FADIGA MUSCULAR DE TORNOZELO E DE QUADRIL NAS ESTRATÉGIAS E NA SIMETRIA DO CONTROLE POSTURAL EM ADULTOS JOVENS

2. Efeito da fadiga muscular de tornozelo e de quadril nas estratégias e na simetria do controle postural em adultos jovens

2.1 Introdução

As principais estratégias para a manutenção do controle postural são ajustes motores de tornozelo e quadril (Winter, 1995; Nashner e McCollum, 1985). A articulação do tornozelo exerce um papel fundamental durante o controle da postura bipodal. Assim, os músculos da panturrilha assumem um papel principal no controle postural (Winter, 1995), sustentando o equilíbrio durante a manutenção da postura bipodal (Billot et al., 2010; Riemann, Myers e Lephart, 2003). Ainda, os flexores plantares têm uma função significativa nas correções posturais, principalmente no plano anteroposterior (Schieppati e Nardone, 1999). Apesar disso, a articulação (estratégia) utilizada para controlar a postura é dependente da tarefa e das condições dos indivíduos. Durante tarefas posturais “fáceis” (Runge et al., 1999), adultos jovens utilizam, preferencialmente, a estratégia de tornozelo para o controle da postura em posição bipodal estática (Boyas et al., 2013a; Harkins et al., 2005; Loram et al., 2004; Riemann et al., 2003; Blackburn et al., 2000; Horak e Nashner, 1986). Entretanto, há um aumento do uso da estratégia de quadril com o aumento da complexidade da tarefa (Horak e MacPherson, 1996) ou quando a musculatura do tornozelo é fadigada (Vuillerme et al., 2001, 2002a,b; Gribble e Hertel, 2004b; Bizid et al., 2009). A musculatura proximal (i.e., músculos da articulação do quadril) tem área transversa maior comparada ao tornozelo, gerando maiores quantidades de força (Gribble e Hertel, 2004a) para o controle da instabilidade postural. A articulação do quadril desempenha uma função principal no feedback proprioceptivo para o controle postural (Talis et al., 2008) e é responsável pela realização de movimentos mais grosseiros e mais amplos do centro de pressão (CoP) (GRIBBLE e HERTEL, 2004a).

A fadiga muscular pode induzir a estratégia de controle postural adotada por adultos jovens. Em adultos jovens, a fadiga dos músculos proximais aumenta a oscilação corporal em relação à fadiga dos músculos distais (Gribble e Hertel, 2004a,b; Vuillerme et al., 2002a,b), indicando maior dependência da articulação do quadril para o controle postural (Gribble e Hertel, 2004a,b). Além disso, Talis e colaboradores (2008) sugeriram que a fadiga muscular da região do quadril parece afetar mais o controle postural do que a fadiga muscular da região do tornozelo. Entretanto, estes estudos anteriores avaliaram o controle postural em posição unipodal, o que torna a tarefa mais desafiadora e, muitas das vezes, não representa as atividades realizadas diariamente.

Parece haver uma compensação do controle postural de acordo com a região muscular fadigada. A mudança da estratégia no controle postural pode ser explicada pelas mudanças na sensibilidade do fuso muscular, necessitando que o sistema nervoso central faça novos ajustes a partir dos déficits gerados na região fadigada ou ainda, a fadiga muscular pode facilitar o envio de informações pelas estruturas periféricas de outras regiões não-fadigadas (Vuillerme et al., 2002a,b). Entretanto, Boyas e colaboradores (2013a) investigaram a estratégia postural após efeitos da fadiga muscular de tornozelo e encontraram que a estratégia de tornozelo permanece dominante mesmo após fadiga desta região. Este achado parece contrastar com as informações de que há alteração da estratégia dependendo da região fadigada. Desta forma, não parece ser evidente que ocorre uma mudança na estratégia no controle postural quando uma região muscular é fadigada. Possivelmente, esta contradição ocorre, pois os estudos anteriores não analisaram o comportamento da atividade muscular durante o controle postural, não conseguindo indicar se a fadiga muscular modificou a atividade muscular dos músculos distais e proximais de acordo com a

região fadigada. Ainda, efeitos colaterais da fadiga muscular no controle postural, como a assimetria, foram pouco explorados nos estudos.

A fadiga muscular pode gerar assimetria no controle postural. Normalmente adultos jovens apresentam simetria no controle postural, ou insignificante assimetria (Lin et al., 2009). No entanto, a contribuição de cada membro inferior no controle postural pode ser aumentada ou diminuída quando o indivíduo é fadigado. Um estudo anterior indicou que parece ocorrer um aumento da contribuição do membro preferido no controle postural após a fadiga muscular (Vuillerme et al., 2009), gerando um aumento na assimetria do controle postural. Apesar desta informação relevante, ainda é duvidoso que ocorra o aparecimento da assimetria após fadiga muscular. Além disso, pelas diferenças funcionais apresentadas no controle postural realizada por cada região muscular, pode ocorrer um efeito na assimetria de acordo com a região muscular fadigada (quadril ou tornozelo).

Assim, o objetivo do estudo foi analisar e comparar os ajustes motores de tornozelo e de quadril para o controle postural de adultos jovens após fadiga muscular bilateral da região do tornozelo e do quadril, considerando a simetria no controle postural. A hipótese do estudo é que, devido os efeitos da fadiga muscular, como diminuição da força muscular e déficits proprioceptivos da musculatura fadigada, ocorra a mudança na estratégia motora para o controle postural. Espera-se que na fadiga muscular bilateral de tornozelo, a estratégia de quadril seja adotada, aumentando a ativação muscular dos músculos proximais (quadril), e que quando for realizada a fadiga muscular bilateral de quadril, seja utilizada prioritariamente a estratégia de tornozelo (aumento da ativação muscular dos músculos distais). Ainda, espera-se que a fadiga muscular da região do quadril gere maior assimetria que a fadiga muscular do

tornozelo, por ser uma estrutura responsável por ajustes mais grosseiros e amplos para o controle da estabilidade corporal (GRIBBLE e HERTEL, 2004a).

2.2 Materiais e método

2.2.1 Participantes

Foram convidados a participar deste estudo 23 adultos jovens com idade entre 20 e 35 anos. Foram selecionados para o estudo indivíduos com fatores que não impossibilitassem a realização dos procedimentos experimentais da tarefa de controle postural, como uso de medicamentos que interferem no controle postural, a presença de doenças osteomioarticulares e/ou neuromusculares e cardiorrespiratórias nos últimos 6 meses, e distúrbios de equilíbrio e de visão. Anteriormente aos procedimentos experimentais, os indivíduos foram informados sobre os procedimentos e os objetivos do estudo, permitindo sua participação através da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), aprovado pelo Comitê de Ética local (CAAE: 48439015.0.0000.5398). Após a leitura do TCLE e esclarecimentos, um indivíduo não concordou em participar do estudo. Dessa forma, 22 participantes foram incluídos no estudo. Entretanto, após a realização da primeira visita, dois participantes desistiram de retornar para a segunda visita e foram excluídos do estudo. Portanto, para as análises foram utilizados somente os dados dos 20 participantes que realizaram os dois protocolos de fadiga muscular. Os dados antropométricos dos participantes estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1. Média e desvio padrão das características antropométricas dos participantes (n=20). Entre parênteses estão os valores mínimo e máximo.

Idade (anos)	23,55±3,14 (20 a 33)
Massa corporal (kg)	75,97±12,91 (58,70 a 108,90)
Estatura (m)	1,74±0,06 (1,60 a 1,86)
Perna preferida (D / E)	4 D / 16 E

D - direita; E - esquerda.

2.2.2 *Delineamento experimental*

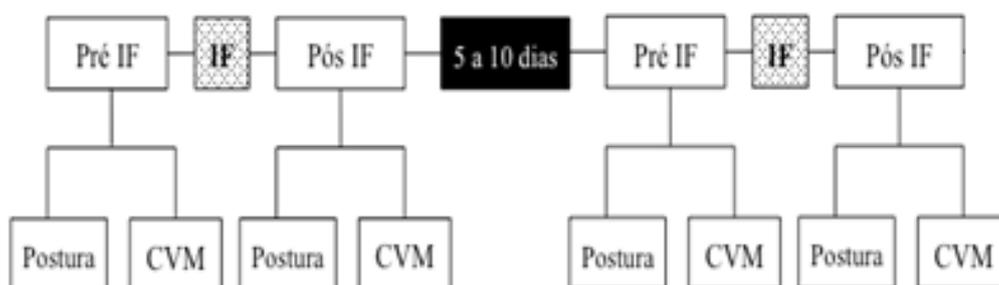
Todos os procedimentos experimentais foram realizados nas dependências do Laboratório de Pesquisa em Movimento Humano (MOVI-LAB) do Departamento de Educação Física Universidade Estadual Paulista, Campus de Bauru.

Os participantes realizaram duas visitas ao laboratório para a realização dos procedimentos experimentais, sendo uma visita para fadiga bilateral dos músculos da região do tornozelo e a outra para fadiga bilateral dos músculos da região do quadril. A ordem da região muscular a ser fadigada foi balanceada e alternada entre os participantes, ou seja, 50% realizaram fadiga de tornozelo na primeira visita e quadril na segunda e os outros 50% iniciaram com a fadiga de quadril e finalizaram com a fadiga de tornozelo. Foi mantido o mesmo horário da avaliação nas duas visitas para evitar interferências ambientais (por exemplo, temperatura) e individuais (por exemplo, rotina diária). Para permitir total recuperação do protocolo experimental (por exemplo, a dor muscular de início tardio) foi respeitado um período de 5 a 10 dias entre cada dia de avaliação. Os participantes foram instruídos a não realizar nenhuma atividade física nas 48h que antecederam cada visita. Antes de cada indução à fadiga muscular, os participantes realizaram aquecimento de cinco minutos, com caminhadas e alongamentos. Na primeira visita, os participantes responderam uma anamnese para confirmar a inclusão no estudo e foi determinada a preferência pedal do participante. Para isso, foi pedido que o participante realizasse um chute em uma bola, sendo o membro utilizado para equilíbrio considerado o membro preferido, uma vez que para tarefas posturais o membro preferido é o utilizado para a estabilização do movimento (Barbieri e Gobbi, 2009; Zverev, 2006; Hart e Gabbard, 1998). Além disso, houve um período de adaptação no aparelho de avaliação da contração voluntária máxima (CVM), determinado pelo relato verbal de conforto do participante. Ainda, após a primeira

visita, os participantes foram informados sobre o possível aparecimento de dor muscular de início tardio e liberados a fazer crioterapia ou ingestão de relaxante muscular para conter e/ou amenizar essa dor. Nas duas visitas os participantes realizaram as tarefas na seguinte ordem:

- 1) protocolo de avaliação postural;
- 2) protocolo de CVM;
- 3) protocolo de indução à fadiga (IF) de acordo com o grupo muscular a ser fadigado;
- 4) os itens 1 e 2 foram repetidos imediatamente após indução à fadiga (Figura 1).

Figura 1. Exemplificação do protocolo experimental.



2.2.3 Protocolo de controle postural

O controle postural foi avaliado através de duas plataformas de força (AccuGait, Advanced Mechanical Technologies Inc. - AMTI, Boston, MA) de 50cm x 50cm, com frequência de coleta de 200Hz. As plataformas de força foram posicionadas adjacentes com 5cm de distância. Os participantes foram avaliados em apoio bipodal com os pés descalços e instruídos a posicionar paralelamente um pé em cada plataforma de força e permanecer o mais parado possível em posição ereta, mantendo os braços estendidos e relaxados do lado do tronco, e com o olhar dirigido a um alvo posicionado a um metro e na altura dos olhos. A distância entre os pés foi similar à largura pélvica individual

(Termoz et al., 2008). Para garantir o posicionamento dos pés constante em todas as tentativas e dias de avaliação, foi desenhado o contorno dos pés de cada participante em uma folha de papel. Foram realizadas duas tentativas de 60s antes e duas após a fadiga muscular.

Para os dados do controle postural, os três componentes da força e dos momentos de força nas direções vertical, anteroposterior e médio-lateral foram coletados através do *software* Netforce (AccuGait, AMTI, Boston, MA). A média do sinal de interesse foi calculada, sendo removida da análise. Ainda, os 10s iniciais de cada tentativa foram removidos da análise por ser um momento de adaptação do indivíduo à tarefa, evitando possíveis distúrbios resultantes do atraso na estabilização do participante sobre a plataforma de força. Posteriormente os dados foram filtrados por meio de um filtro digital butterworth passa-baixa, de 4ª ordem, com frequência de corte de 5Hz. Nas tentativas de controle postural antes e após a indução à fadiga muscular, o centro de pressão (CoP) foi calculado separadamente para cada um dos pés (Marchetti, 2009; Rocchi et al., 2002). As seguintes variáveis do CoP foram analisadas no sentido anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML) para cada uma das tentativas: deslocamento (comprimento da trajetória do CoP na base de suporte); velocidade média (deslocamento total dividido pela duração total da tentativa); *root mean square* (RMS – variabilidade do CoP sobre o deslocamento do CoP) e; área do CoP (área de 95% da elipse sobre o deslocamento total do CoP). Os dados do CoP foram agrupados em média e desvio padrão de acordo com as condições experimentais e participantes. Ainda, foi realizada a análise espectral do sinal (Duarte e Freitas, 2010). As frequências do sinal do CoP foram estimadas calculando-se a densidade espectral de potência pelo periodograma de Welch separadamente para cada direção (anteroposterior e médio-

lateral), com parâmetros definidos de acordo com os dados coletados. Foi calculada a frequência mediana para cada direção (AP e ML) (DUARTE e FREITAS, 2010).

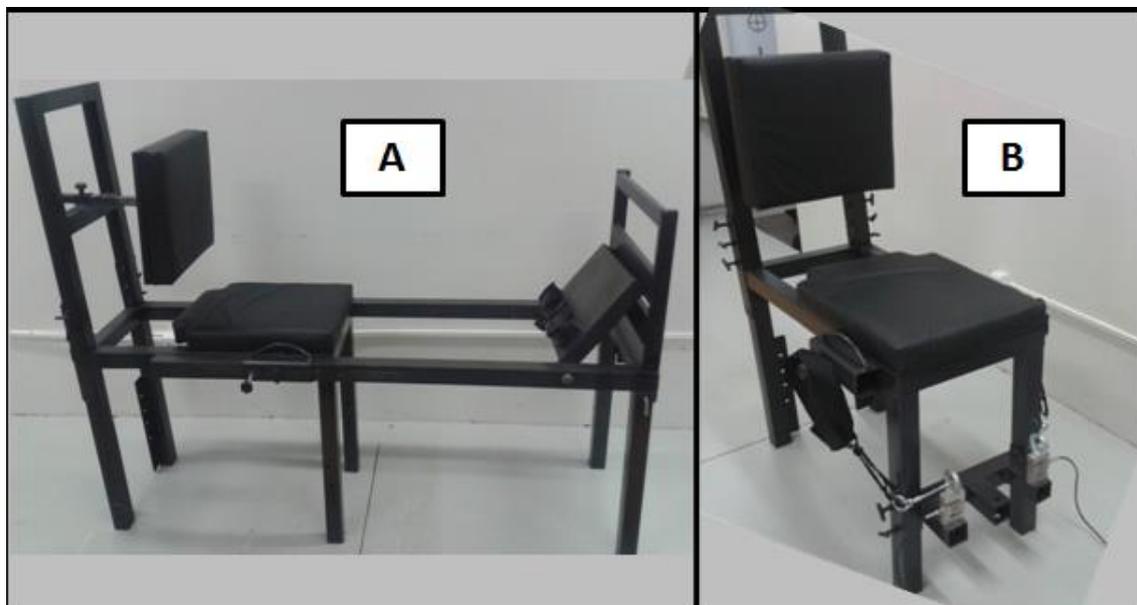
A estratégia de controle postural foi investigada pela atividade elétrica muscular (EMG), através de um eletromiógrafo de superfície de 8 canais (Miotool Wireless, Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil), com frequência de coleta de 2000Hz durante a tarefa postural. Para a aquisição da EMG, a pele foi tricotomizada, raspada levemente com lixa fina para abrasão de células mortas e higienizada com álcool 70% nos locais onde foram fixados eletrodos de superfície. Os eletrodos foram posicionados sobre o tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) de ambos os membros inferiores, seguindo as recomendações da Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM). Os sinais de EMG foram filtrados (filtro butterworth passa-banda 6 – 500Hz e filtro butterworth passa baixa de 4ª ordem, com frequência de corte de 10Hz), retificados e amplificados (ganho 1000 vezes). Foram calculadas as seguintes variáveis da EMG para o protocolo de controle postural: RMS (nível de atividade do sinal do EMG, nos quais os valores foram expressos em porcentagem dos valores pico dos sinais correspondentes para cada músculo durante a CVM nas tentativas sem fadiga de cada participante) (Boyas et al., 2013b); frequência mediana (FM – representa a taxa de disparo de unidades motoras); e o índice de co-contracção (IC – analisado pelos pares do músculos TA/GM e RF/BF e determinado pela razão: $IC = ((iEMG \text{ do antagonista}) / (iEMG \text{ do agonista}) \times 100)$ (FREITAS et al., 2010).

2.2.4 Protocolo de CVM

Foram realizadas CVMs isométricas de flexão plantar bilateral de tornozelo e flexão bilateral de quadril (de acordo com a região muscular fadigada). No dia de fadiga

muscular da região do tornozelo, o protocolo de CVM foi realizado através do exercício de *Leg Press* adaptado para flexão plantar do tornozelo (figura 2A). O participante foi posicionado sobre o assento do equipamento, com joelhos estendidos a 180° (180° = extensão total) e quadril flexionado a 90° e os pés em posição neutra. Apenas a metade superior dos pés ficou em contato com plataforma do *Leg Press* durante a realização de força máxima de flexão plantar de tornozelo. A angulação das articulações envolvidas nas atividades foi mensurada através de um goniômetro mecânico. Para a manutenção das angulações, o membro inferior e o tronco dos participantes foram fixados ao *Leg Press* por fitas com velcro. Para o protocolo de quadril, foi utilizado o mesmo equipamento, contudo, o equipamento foi adaptado para possibilitar que o participante realizasse a CVM de flexão do quadril na posição sentada (figura 2B). Para isso, o participante foi posicionado sobre o assento do equipamento com joelhos e quadril flexionados a 90° e os pés em posição neutra e apoiados sobre uma base na parte inferior do equipamento. Em ambas as visitas, os participantes realizaram uma familiarização com o equipamento de *Leg Press*.

Figura 2. Equipamento utilizado para a realização do protocolo de CVM. **A** – *Leg Press* adaptado para a realização da CVM de tornozelo pela flexão plantar bilateral do tornozelo. **B** – Cadeira adaptada para a realização da CVM de quadril pela flexão bilateral do quadril na posição sentada.

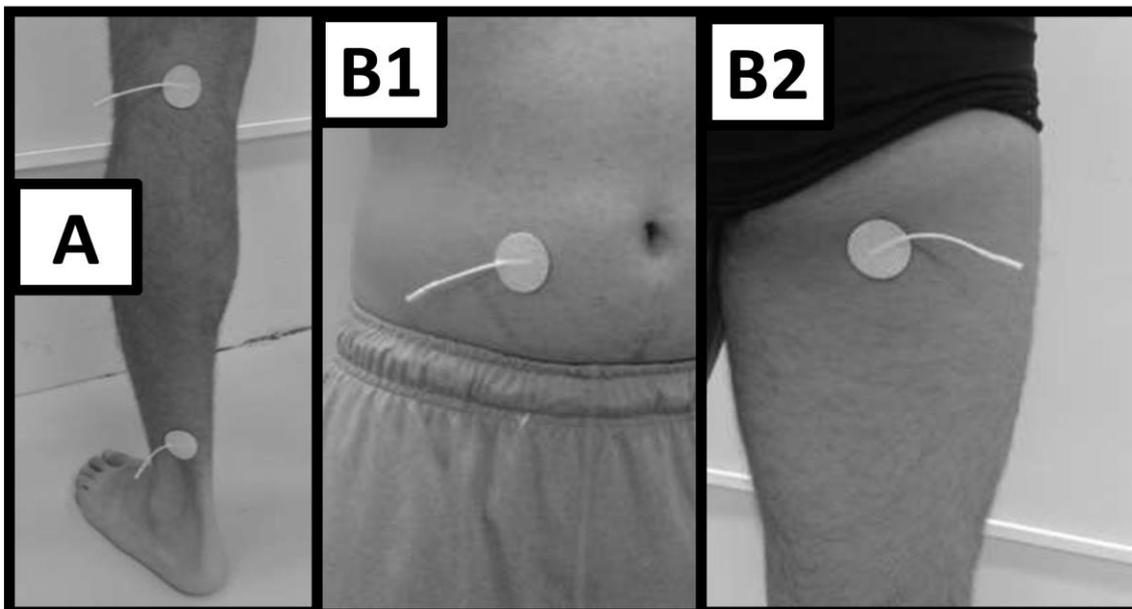


Em ambos os dias, os participantes foram instruídos a realizar a CVM da região muscular de interesse (tornozelo ou quadril), aplicando a maior força e o mais rápido possível, e mantendo a força máxima por cinco segundos. Cada participante realizou duas tentativas, com intervalo de 60s entre elas, antes da fadiga muscular e duas tentativas após a fadiga muscular. A força produzida na CVM foi mensurada através de duas células de carga (MK Controle e Instrumentação Ltda., modelo CSA/ZL-100, São Paulo, SP, Brasil) com precisão de 0,1kg/f, acopladas no *Leg Press*. A aquisição do sinal do transdutor de força foi realizada através de um amplificador de sinais analógicos captado por uma placa de aquisição (National Instruments®) e adquiridos pelo *software* LabVIEW 2015 (National Instruments Inc., Austin, TX). Os dados de força nas CVMs de tornozelo e de quadril foram filtrados por um filtro digital butterworth passa-baixa de 4ª ordem e frequência de corte de 3Hz. A força foi

determinada como o maior valor registrado em cada tentativa. Ainda, foi calculado o percentual de queda de força para cada região fadigada.

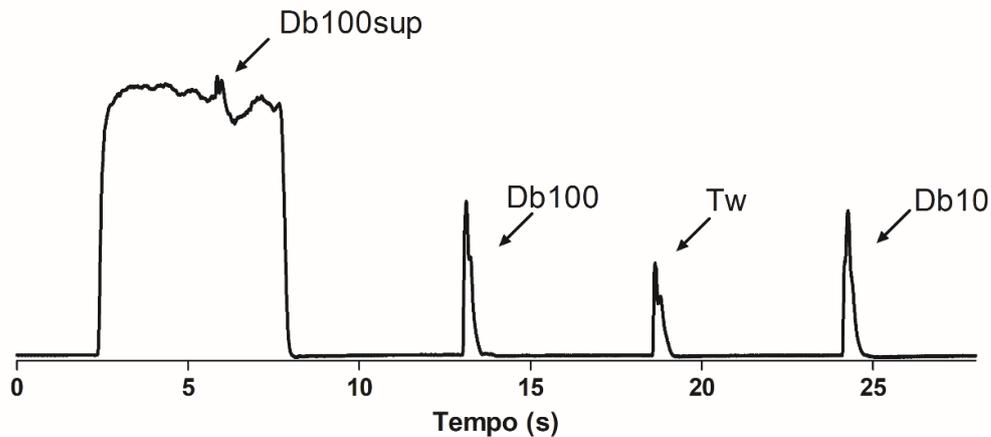
Durante cada CVM e também com o músculo relaxado, foram aplicadas estimulações elétricas neuromusculares (EENM) através da técnica de interpolação de pulso elétrico (*Twitch Interpolation*). O uso dessa técnica tem mostrado uma forte sensibilidade na demonstração de dispositivos relacionados à central e fadiga periférica (Neyroud et al., 2014; Millet et al., 2011; Place et al., 2010; Millet e Lepers, 2004; Gandevia, 2001). A EENM foi realizada através de um eletroestimulador portátil de corrente constante (Bioestimulador, Insight Ltda., Ribeirão Preto, Brasil), utilizando eletrodos autoadesivos circulares de 3cm de diâmetro (Valutrode, Arktus, Brasil). Anteriormente ao posicionamento dos eletrodos, foi identificado o local de maior sensibilidade elétrica do nervo posteriormente estimulado. Na visita para a fadiga de tornozelo, os eletrodos foram posicionados na fossa poplíteia (cátodo) e longitudinalmente no nervo tibial (ânodo) (Figura 3A). Para a fadiga de quadril, os eletrodos foram posicionados na porção L2 do nervo femoral (cátodo) na altura do abdômen e na dobra glútea (ânodo) (Figura 3B1 e 3B2, respectivamente). Para determinar a intensidade dos estímulos elétricos supramáximos durante as CVMs, anteriormente ao protocolo de CVM e em cada visita, foi determinado o limiar máximo de resposta à EENM (LMRE) pela aplicação de estímulos consecutivos com incremento de 10mA no músculo relaxado, até a determinação de uma intensidade na qual, com o incremento, não houvesse aumento da força produzida pelo músculo relaxado ou até o limite voluntário de sensação de desconforto do participante (Millioni et al., 2016). Durante a CVM, para a EENM foram utilizados valores de 20% acima daqueles encontrados na LMRE (McKenzie et al., 1992) para garantir a eficácia do estímulo (Broxterman et al., 2017). Em todas as avaliações o platô de força foi atingido.

Figura 3. Posicionamento dos eletrodos para a aplicação da eletroestimulação neuromuscular. **A** - Eletrodo superior na fossa poplíteia e eletrodo inferior longitudinalmente no nervo tibial; **B1** – Eletrodo sobre oervo femoral porção L2; **B2** - Eletrodo sobre a dobra glútea.



Assim, todo o protocolo da EENM consistiu na aplicação de 4 estímulos elétricos a cada tentativa de CVM. O primeiro estímulo elétrico, foi de pulso duplo com uma frequência de 100Hz aplicado durante o pico de força (Db100sup). Os demais estímulos ocorreram com a musculatura relaxada, nos momentos 5, 10 e 15s após o término da CVM, um pulso duplo com uma frequência de 100Hz (Db100), um pulso duplo com frequência de 10Hz (Db10) e um pulso simples (Tw) foram aplicados, respectivamente (Figura 4) (Rampinini *et al.*, 2011). Em todas as tentativas os participantes foram encorajados verbalmente a realizar os esforços máximos.

Figura 4. Resposta de força obtidas em uma contração isométrica máxima de extensão de joelho e durante a aplicação dos estímulos elétricos.



Ainda, foi estimado o percentual de ativação voluntária (%AV) pelo cálculo abaixo (Neyroud et al., 2014; Strojnik e Komi, 1998; Allen, Gandevia e McKenzie, 1995), o qual permite corrigir casos nos quais os EENM foram aplicados ligeiramente antes ou depois do platô de força das CVMs.

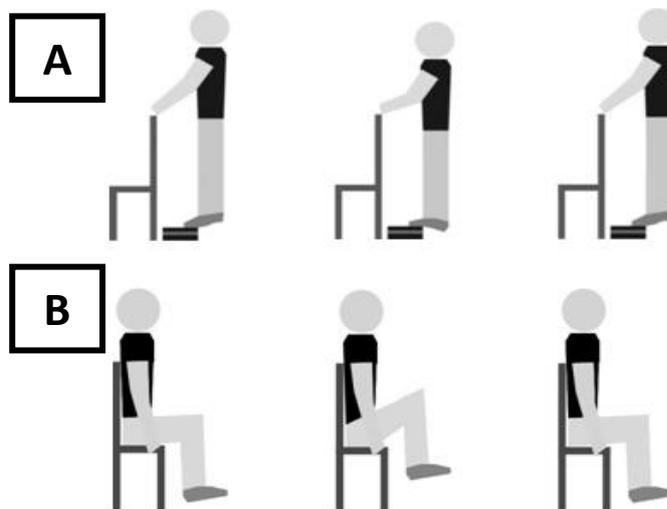
$$\%AV = \left\{ 1 - \left[Db100sup \left(\frac{\left(\frac{F_{EENM}}{F_{pico}} \right)}{Db100} \right) \right] \right\} .100$$

Além disso, a atividade elétrica dos músculos de interesse durante o protocolo de CVM foi adquirida seguindo os mesmos protocolos e procedimentos supracitados (ver “2.2.3 Protocolo de controle postural”). Na CVM de tornozelo, os eletrodos de superfície foram posicionados sobre os músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM), e na CVM de quadril, sobre o reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) de ambos os membros. Os dados foram tratados e analisados como descrito anteriormente (ver “2.2.3 Protocolo de controle postural”). Foi calculado o RMS (percentual do valor pico) e a frequência mediana (FM) da ativação muscular.

2.2.5 Protocolos de IF

Para a indução à fadiga, o participante realizou repetidamente as seguintes tarefas de acordo com a região muscular que fadigada: i) tornozelo - tarefa de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo (*standing calf raise exercise* – figura 5A) sobre um *step* (Barbieri et al., 2013a; Barbieri, 2012); ii) quadril - flexão e extensão do quadril (Rybar et al., 2014) com o participante sentado na borda de uma cadeira (ajustada pela estatura de cada participante - figura 5B). Em ambos os protocolos, inicialmente, foi realizado um período de adaptação ao movimento e à frequência da tarefa. Em seguida, o participante foi instruído a realizar repetidamente a tarefa para IF com a maior amplitude de movimento possível, mantendo a frequência de movimento em 0,5Hz que foi controlada através de um metrônomo. Uma frequência moderada foi escolhida porque as atividades diárias têm esta exigência (Etnyre e Thomas, 2007). Durante a tarefa de indução à fadiga muscular da região do tornozelo foi permitido que o participante tocasse com as mãos em uma cadeira posicionada a sua frente para manter o equilíbrio, assim como na fadiga muscular da região do quadril foi permitido que o participante segurasse na cadeira na qual estava sentado, para melhorar a posição do corpo. O participante foi encorajado verbalmente e a cada 1minde exercício relatou a percepção de esforço por meio da escala numérica de percepção de esforço de 6 a 20, sendo 20 a exaustão (Borg, 1982). O exercício foi interrompido quando o participante não conseguiu mais realizar nenhuma repetição por falha concêntrica e diminuição acentuada na amplitude de movimento, não manteve a frequência de movimentos por cinco batidas consecutivas do metrônomo ou relatou não conseguir mais realizar a tarefa. O tempo para indução à fadiga foi mensurado.

Figura 5. Exemplo do protocolo para a indução à fadiga muscular por: **A** - flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo (*standing calf raise exercise*) sobre o *step* e; **B** - flexão e extensão do quadril sobre uma cadeira.



2.2.6 Simetria do controle postural e de força

Para analisar a assimetria do controle postural (CoP e EMG) e de força foi calculado, a partir da equação abaixo, o índice de simetria (Herzog et al., 1989; Robinson, Herzog, e Nigg, 1987) entre o membro preferido e não-preferido para cada parâmetro de interesse (CVM e CoP), nos momentos antes a após a fadiga muscular.

$$\text{índice de simetria} = \frac{(\text{membro não - preferido} - \text{membro preferido})}{(\text{membro não - preferido} + \text{membro preferido})} \times 100\%$$

2.2.7 Análise estatística

O nível de significância foi mantido em 0,05 para todas as análises e o programa SPSS 15.0 (SPSS, Inc.) foi utilizado para o tratamento estatístico. Os pressupostos da ANOVA foram testados através do teste de esfericidade (Mauchly) e do teste de igualdade das variâncias (Levene). ANOVAs foram empregadas para analisar os dados de interesse de acordo com os parâmetros analisados:

- 1) Os parâmetros de interesse da CVM (tempo para IF, força, TS, TP, índice de redução de força, %AV e EMG) nos momentos antes e após fadiga muscular foram analisados separadamente para cada membro por ANOVAs *one-way* com medidas repetidas;
- 2) Os parâmetros do controle postural (CoP e EMG) foram analisados separadamente para cada membro por ANOVAs *two-way* com fator para região muscular fadigada (tornozelo x quadril) e fadiga muscular (antes e após fadiga muscular), com medidas repetidas para ambos os fatores;
- 3) Os valores absolutos do índice de simetria de cada parâmetro do controle postural (CoP e EMG) e da força foram analisados por ANOVAs *two-way* com fator para região muscular fadigada (tornozelo x quadril) e fadiga muscular (antes e após fadiga muscular), com medidas repetidas para ambos os fatores.

Testes *Post hoc* de Tukey, com níveis de significância ajustados, foram utilizados quando interação entre os fatores foi indicada na análise. O eta-quadrado parcial (η^2) foi relatado para medir o tamanho do efeito e interpretado como pequeno (tamanho do efeito > 0,01), médio (tamanho do efeito > 0,06) ou grande (tamanho do efeito > 0,14) (Cohen, 1988).

2.3 Resultados

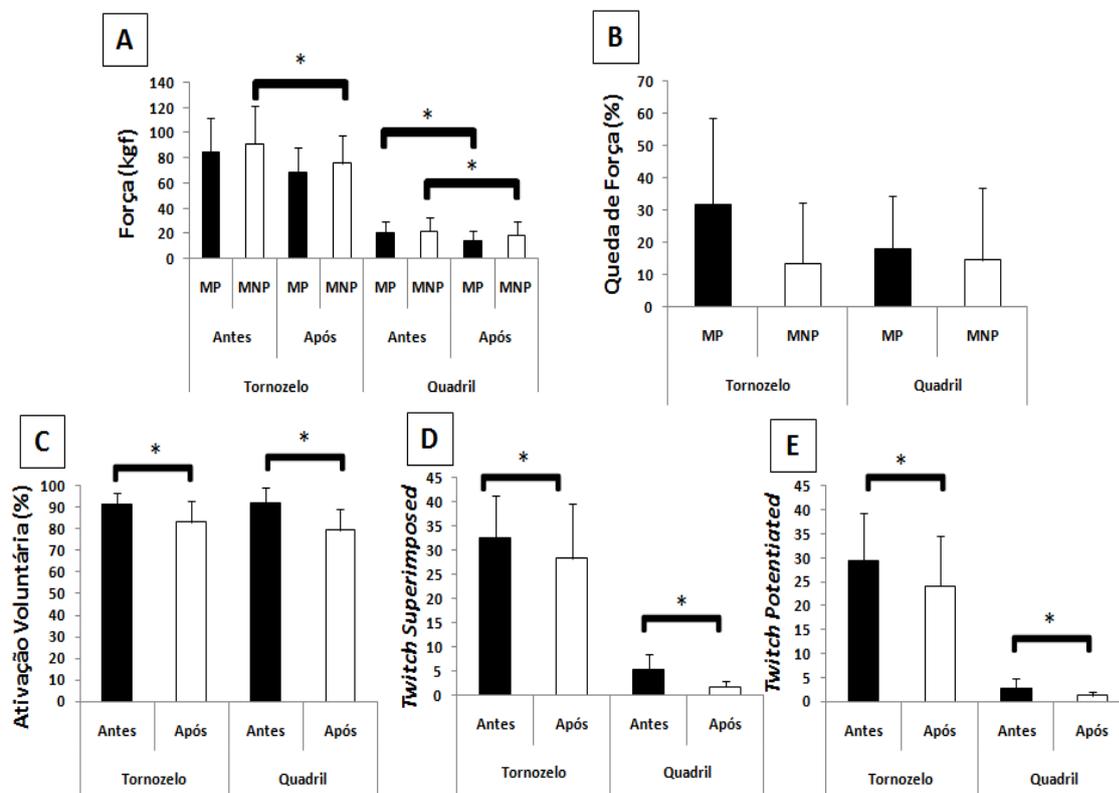
2.3.1 CVM, tempo de IF e BORG

O protocolo de IF de tornozelo durou, em média, 4min e 30s \pm 3min e 8s (mínimo de 1min e 34s e máximo de 15min e 55s) e o de quadril em média 3min e 3s \pm 1min e 47s (mínimo de 1min e 37s e máximo de 8min e 20s). A ANOVA indicou diferença entre os tempos de IF ($F_{(1,19)}=5,725$; $p<0,02$; $\eta^2=0,23$), com maior tempo pra IF na condição de fadiga muscular de tornozelo (tamanho do efeito grande). Os indivíduos reportaram uma

percepção esforço de $18,20 \pm 1,79$ pontos (mínimo de 15 e máximo de 20 pontos) após a IF de tornozelo e um esforço de $17,35 \pm 1,46$ pontos (mínimo de 14 e máximo de 20 pontos) após a IF de quadril.

Os valores da CVM (força, *twitch superimposed*, *twitch potentiated*, %AV e percentual de queda de força), antes e após os protocolos de fadiga muscular, para as condições de fadiga bilateral de tornozelo e fadiga bilateral de quadril são apresentados na Figura 6. A ANOVA indicou que os participantes reduziram aproximadamente 20% a força no membro preferido e 17% no membro não-preferido ($F_{(1,19)}=30,421$, $p<0,001$, $\eta^2=0,61$ e $F_{(1,19)}=14,404$, $p<0,001$, $\eta^2=0,43$, respectivamente), 13% a *Twitch Superimposed* ($F_{(1,19)}=11,249$, $p<0,003$, $\eta^2=0,37$), 17% a *Twitch Potentiated* ($F_{(1,19)}=31,210$, $p<0,001$, $\eta^2=0,62$) e 9% a ativação voluntária ($F_{(1,19)}=17,333$, $p<0,001$, $\eta^2=0,47$) após a fadiga muscular de tornozelo, indicando grande tamanho do efeito para todas as variáveis. Para a fadiga muscular da região do quadril, houve redução de 30% na força no membro preferido e 14% no membro não-preferido ($F_{(1,19)}=25,672$, $p<0,001$, $\eta^2=0,57$ e $F_{(1,19)}=7,177$, $p<0,01$, $\eta^2=0,15$, respectivamente), 54% a *Twitch Superimposed* ($F_{(1,19)}=27,432$, $p<0,001$, $\eta^2=0,59$), 67% a *Twitch Potentiated* ($F_{(1,19)}=9,612$, $p<0,006$, $\eta^2=0,33$) e 14% a ativação voluntária ($F_{(1,19)}=29,913$, $p<0,001$, $\eta^2=0,61$) após a fadiga, mostrando grande tamanho do efeito para todas as variáveis. Contudo, não houve diferença entre os percentuais de queda de força entre os protocolos, tanto para o membro preferido ($F_{(1,19)}=3,811$, $p=0,06$, $\eta^2=0,16$) quanto para o não-preferido ($F_{(1,19)}=0,019$, $p=0,89$, $\eta^2=0,001$).

Figura 6. Parâmetros da CVM (médias e desvios padrão) antes e após a fadiga muscular, nas condições de fadiga muscular de tornozelo e fadiga muscular de quadril. **A** – Força (kgf); **B** – Queda de força (%); **C** – Ativação voluntária (%); **D** – *Twitch Superimposed*; **E** – *Twitch Potentiated*; * - Efeito principal de fadiga muscular ($p < 0,05$).



Para a atividade muscular durante a CVM, a ANOVA indicou diminuição do RMS do TA ($F_{(1,19)}=5,353$, $p < 0,03$, $\eta^2=0,20$) no membro preferido após a fadiga muscular de tornozelo e diminuição do RMS do RF ($F_{(1,19)}=8,784$, $p < 0,008$, $\eta^2=0,31$) no membro não-preferido e da frequência mediana do RF ($F_{(1,19)}=6,570$, $p < 0,01$, $\eta^2=0,25$) do membro preferido após a fadiga de quadril (Tabela 2), indicando grande tamanho do efeito para todas as variáveis.

Tabela 2. Parâmetros da EMG (médias e desvios padrão) durante a CVM de tornozelo e de quadril, antes e após a fadiga muscular. Entre parênteses está o tamanho do efeito (η^2).

			Fadiga muscular de tornozelo		Fadiga muscular de quadril		Valores de p	
			Antes da fadiga	Após a fadiga	Antes da fadiga	Após a fadiga		
Parâmetros da EMG (CVM)	RMS (%)	TA	MP	44,79±29,53	29,56±11,06	***	***	0,03 (0,20)
			MNP	42,36±38,15	39,19±26,78	***	***	ns
		GM	MP	43,84±32,08	41,04±19,87	***	***	ns
			MNP	50,57±35,04	40,22±19,14	***	***	ns
		RF	MP	***	***	30,78±19,70	28,48±11,56	ns
			MNP	***	***	32,16±11,14	22,32±13,62	0,008 (0,31)
		BF	MP	***	***	32,39±24,43	35,95±14,90	ns
			MNP	***	***	31,07±6,52	37,27±20,79	ns
	FM	TA	MP	178,12±39,24	162,71±40,43	***	***	ns
			MNP	167,92±33,78	165,61±35,68	***	***	ns
		GM	MP	188,88±56,11	172,79±46,95	***	***	ns
			MNP	198,39±49,27	199,14±65,22	***	***	ns
		RF	MP	***	***	149,12±34,78	120,23±39,88	0,01 (0,25)
			MNP	***	***	155,88±42,34	143,83±46,12	ns
		BF	MP	***	***	183,23±43,40	187,03±51,71	ns
			MNP	***	***	154,93±46,52	137,08±48,41	ns

CVM – contração voluntária máxima; **EMG** – eletromiografia; **RMS** – *root mean square*; **FM** – frequência mediana; **TA** – tibial anterior; **GM** – gastrocnêmio medial; **RF** – reto femoral; **BF** – bíceps femoral; **MP** – membro preferido; **MNP** – membro não-preferido.

2.3.2 Parâmetros do controle postural

2.3.2.1 CoP

Para efeito principal de fadiga muscular, houve aumento do deslocamento AP ($F_{(1,38)}=4,215$) e velocidade ML ($F_{(1,38)}=11,270$) no membro preferido com tamanho do efeito médio e grande, respectivamente, deslocamento ML ($F_{(1,38)}=4,867$) e frequência mediana AP ($F_{(1,38)}=4,847$) no membro não-preferido com tamanho do efeito médio para ambas variáveis, e velocidade AP ($F_{(1,38)}=32,330$ e $F_{(1,38)}=17,587$) com tamanho do efeito grande e área do CoP ($F_{(1,38)}=6,351$ e $F_{(1,38)}=4,191$) com tamanho do efeito médio, respectivamente no membro preferido e não-preferido após fadiga muscular (Tabela 3).

Para efeito principal de região muscular fadigada, a condição de fadiga muscular de tornozelo aumentou o deslocamento AP ($F_{(1,38)}=3,694$ e $F_{(1,38)}=4,125$) e RMS AP ($F_{(1,38)}=9,434$ e $F_{(1,38)}=5,610$) com tamanho do efeito médio e grande, respectivamente no membro preferido e não-preferido, e a área do CoP no membro não-preferido ($F_{(1,38)}=5,843$) com tamanho do efeito médio, e diminuiu a frequência mediana AP no membro preferido ($F_{(1,38)}=4,167$) e frequência mediana ML no membro preferido e não-preferido ($F_{(1,38)}=5,278$ e $F_{(1,38)}=5,502$, respectivamente) comparada à condição de fadiga muscular de quadril (Tabela 3), todas estas variáveis com tamanho médio do efeito.

Houve interação entre os fadiga muscular e região muscular fadigada causada pelos efeitos no deslocamento AP ($F_{(1,38)}=16,458$ e $F_{(1,38)}=14,236$) ambas com tamanho do efeito grande, deslocamento ML ($F_{(1,38)}=4,450$ e $F_{(1,38)}=12,832$) com, respectivamente, tamanho do efeito médio e grande, RMS AP ($F_{(1,38)}=6,401$ e $F_{(1,38)}=13,783$) com, respectivamente, tamanho do efeito médio e grande, e área do CoP ($F_{(1,38)}=8,407$ e $F_{(1,38)}=11,726$) ambas com tamanho do efeito grande, respectivamente no membro preferido e não-preferido, velocidade AP e ML no membro preferido

($F_{(1,38)}=6,170$ e $F_{(1,38)}=4,615$, respectivamente) com médio tamanho do efeito, e frequência mediana AP no membro não-preferido ($F_{(1,38)}=7,391$) com médio tamanho do efeito. O *post hoc* indicou que, para a condição de fadiga muscular de tornozelo, houve aumento do deslocamento AP ($p<0,001$ e $p<0,001$) e ML ($p<0,03$ e $p<0,001$), RMS AP ($p<0,04$ e $p<0,001$) e área do CoP ($p<0,001$ e $p<0,001$), respectivamente no membro preferido e não-preferido, e velocidade AP e ML no membro preferido ($p<0,001$ e $p<0,001$, respectivamente) no momento após a fadiga muscular comparado ao momento antes da fadiga muscular. Para a condição de fadiga muscular de quadril, houve aumento da velocidade AP no membro preferido ($p<0,02$) e da frequência mediana AP no membro não-preferido ($p<0,001$) no momento após a fadiga muscular comparado ao momento antes da fadiga muscular. Ainda, no momento após a fadiga muscular, a condição de fadiga muscular de tornozelo apresentou aumento do deslocamento AP ($p<0,001$ e $p<0,001$), RMS AP ($p<0,001$ e $p<0,02$) e área do CoP ($p<0,03$ e $p<0,001$) respectivamente no membro preferido e não-preferido, e deslocamento ML no membro não-preferido ($p<0,01$) e diminuição da frequência mediana AP ($p<0,005$) no membro não-preferido comparada à fadiga muscular de quadril.

Tabela 3. Parâmetros do CoP (médias e desvios padrão) de acordo com as condições antes e após a fadiga muscular. Os valores de p são mostrados para efeito principal de fadiga e condição, e interação entre os fatores fadiga e condição. Entre parênteses está o tamanho do efeito (η^2).

		Fadiga muscular de tornozelo		Fadiga muscular de quadril		Valores de p			
		Antes da fadiga	Após a fadiga	Antes da fadiga	Após a fadiga	Fadiga	Condição	Interação Fadiga*Condição	
Parâmetros do CoP	Deslocamento AP (cm)	MP	303,20±111,14	457,51±170,86	341,57±124,19	290,96±114,07	0,04 (0,10)	0,05 (0,09)	0,001 (0,30)
		MNP	307,45±102,08	446,75±182,65	338,75±121,41	284,55±96,48	ns	0,04 (0,09)	0,001 (0,27)
	Deslocamento ML (cm)	MP	91,34±40,74	112,98±36,68	110,14±53,58	101,92±36,18	ns	ns	0,04 (0,10)
		MNP	132,43±33,08	150,38±31,13	130,01±40,23	125,74±30,26	0,03 (0,11)	ns	0,001 (0,25)
	Velocidade média AP (cm/s)	MP	0,58±0,27	0,86±0,18	0,75±0,16	0,85±0,23	0,001 (0,46)	ns	0,01 (0,14)
		MNP	0,98±0,23	1,08±0,25	0,96±0,21	1,00±0,19	0,001 (0,31)	ns	ns
	Velocidade média ML (cm/s)	MP	0,53±0,26	0,68±0,20	0,68±0,20	0,72±0,23	0,002 (0,22)	ns	0,03 (0,10)
		MNP	0,96±0,23	0,97±0,23	0,92±0,22	0,94±0,23	ns	ns	ns
	RMS AP	MP	0,47±0,16	0,57±0,22	0,42±0,15	0,35±0,14	ns	0,004 (0,19)	0,01 (0,14)
		MNP	0,38±0,12	0,56±0,23	0,41±0,14	0,35±0,11	ns	0,02 (0,12)	0,001 (0,26)
	RMS ML	MP	0,14±0,09	0,14±0,04	0,14±0,07	0,15±0,10	ns	ns	ns
		MNP	0,17±0,04	0,18±0,03	0,16±0,05	0,16±0,03	ns	ns	ns
	Área (cm ²)	MP	0,86±0,47	1,53±0,87	1,04±0,52	0,99±0,64	0,01 (0,14)	ns	0,006 (0,18)
		MNP	1,25±0,58	1,92±0,97	1,23±0,61	1,06±0,52	0,04 (0,09)	0,02 (0,13)	0,001 (0,23)
	Frequência mediana AP (Hz)	MP	0,67±0,20	0,66±0,28	0,65±0,33	0,93±0,50	ns	ns	ns
		MNP	0,72±0,26	0,68±0,25	0,68±0,36	1,07±0,52	0,03 (0,11)	0,04 (0,09)	0,02 (0,12)
	Frequência mediana ML (Hz)	MP	1,33±0,70	1,49±0,88	2,02±1,34	2,03±1,53	ns	0,02 (0,12)	ns
		MNP	1,91±0,59	1,41±0,77	2,03±1,06	2,15±0,96	ns	0,02 (0,12)	ns

CoP – centro de pressão; AP – anteroposterior; ML – médio-lateral; MP – membro preferido; MNP – membro não-preferido.

2.3.2.2 Atividade elétrica muscular durante a postura (EMG)

Para efeito principal de fadiga muscular (Tabela 4), houve diminuição da frequência mediana e do RMS do RF ($F_{(1,38)}=4,522$ e $F_{(1,38)}=4,790$, respectivamente) com tamanho do efeito médio no membro preferido e frequência mediana do TA e do RF ($F_{(1,38)}=4,041$ e $F_{(1,38)}=14,163$, respectivamente) com tamanho do efeito, respectivamente, médio e grande, ambas no membro não-preferido.

Para efeito principal de região muscular fadigada (Tabela 4), a condição de fadiga muscular de tornozelo aumentou a frequência mediana do RF ($F_{(1,38)}=6,836$ e $F_{(1,38)}=4,480$), respectivamente no membro preferido e não-preferido e com tamanho do efeito médio e grande, comparada à condição de fadiga muscular de quadril.

A ANOVA indicou interação entre os fatores para frequência mediana do TA ($F_{(1,38)}=3,645$ e $F_{(1,38)}=8,229$) com, respectivamente, tamanho do efeito médio e grande e RMS do RF ($F_{(1,38)}=6,017$ e $F_{(1,38)}=10,099$) com, respectivamente, tamanho do efeito médio e grande, respectivamente no membro preferido e não-preferido, frequência mediana do RF ($F_{(1,38)}=8,950$) e co-contração TA-GM ($F_{(1,38)}=5,568$), indicando, respectivamente, tamanho do efeito grande e médio no membro não-preferido, e frequência mediana do BF ($F_{(1,38)}=7,012$) com tamanho do efeito grande no membro preferido. O *post hoc* mostrou que, no momento após a fadiga muscular, houve diminuição da frequência mediana do TA ($p<0,001$) e do BF ($p<0,007$) após fadiga muscular de quadril, respectivamente no membro preferido e não-preferido, e diminuição da frequência mediana do RF ($p<0,001$) e co-contração TA-GM ($p<0,03$) no membro não-preferido e do RMS do RF ($p<0,002$ e $p<0,007$, respectivamente) no membro preferido e não-preferido após fadiga muscular de tornozelo. Ainda, a condição de fadiga muscular de tornozelo no momento antes da fadiga muscular mostrou maiores valores da frequência mediana do TA ($p<0,02$) no membro preferido e do RF ($p<0,002$)

no membro não-preferido, e no momento após a fadiga muscular, menores valores do RMS do RF ($p < 0,03$) no membro não-preferido comparada à fadiga muscular de quadril (Tabela 4).

Tabela 4. Atividade muscular (médias e desvios padrão) durante a tarefa de controle postural para os membros preferido e não-preferido, nas condições de fadiga muscular de tornozelo e quadril, nos momentos antes e após a fadiga muscular. Os valores de p são mostrados para efeito principal de fadiga e condição, e interação entre os fatores fadiga e condição. Entre parênteses está o tamanho do efeito (η^2).

			Fadiga muscular de tornozelo		Fadiga muscular de quadril		Valores de p			
			Antes da fadiga	Após a fadiga	Antes da fadiga	Após a fadiga	Fadiga	Condição	Interação (Fadiga*Condição)	
Atividade muscular (Postura)	RMS (%)	TA	MP	51,58±35,66	50,50±26,66	51,29±20,37	45,13±28,31	ns	ns	ns
			MNP	47,45±33,61	50,89±26,38	53,15±20,63	44,65±25,61	ns	ns	ns
		GM	MP	48,80±32,27	50,81±29,64	44,41±36,45	41,99±28,33	ns	ns	ns
			MNP	57,97±51,04	57,56±50,01	54,18±58,57	58,85±48,28	ns	ns	ns
		RF	MP	71,31±12,73	58,11±24,66	66,58±20,80	67,33±20,22	0,03 (0,11)	ns	0,01 (0,13)
			MNP	73,33±12,45	61,00±23,27	66,22±22,01	73,40±10,88	ns	ns	0,003 (0,21)
	BF	MP	50,92±28,39	52,31±26,50	48,32±28,34	52,56±25,11	ns	ns	ns	
		MNP	51,31±18,78	49,07±19,10	46,98±23,95	50,89±66,50	ns	ns	ns	
	FM (Hz)	TA	MP	157,19±58,27	136,79±60,50	112,44±65,74	124,33±66,85	ns	ns	0,05 (0,09)
			MNP	152,31±55,55	143,41±56,32	118,77±69,26	169,34±48,34	0,05 (0,09)	ns	0,007 (0,17)
		GM	MP	128,90±61,85	126,72±83,35	144,97±67,78	157,78±60,82	ns	ns	ns
			MNP	133,01±58,87	145,35±31,17	143,96±68,16	142,01±55,63	ns	ns	ns
		RF	MP	187,60±39,36	165,65±56,41	135,02±67,20	130,47±59,75	0,04 (0,10)	0,01 (0,15)	ns
			MNP	181,54±26,69	120,85±42,28	130,65±62,70	123,72±44,10	0,001 (0,27)	0,04 (0,10)	0,005 (0,19)
	BF	MP	124,54±52,43	133,45±71,18	144,97±55,07	117,22±38,65	ns	ns	0,01 (0,15)	
		MNP	121,26±50,18	162,90±49,51	143,48±56,06	146,88±54,30	ns	ns	ns	
	IC	TA-GM	MP	47,49±15,70	43,35±16,82	39,91±12,04	40,95±11,85	ns	ns	ns
			MNP	45,96±14,61	38,60±13,34	40,25±11,71	44,21±10,98	ns	ns	0,02 (0,12)
RF-BF		MP	42,66±15,58	45,94±21,51	40,28±14,28	38,82±13,90	ns	ns	ns	
		MNP	41,33±15,81	48,23±21,79	42,36±13,29	47,59±8,94	ns	ns	ns	

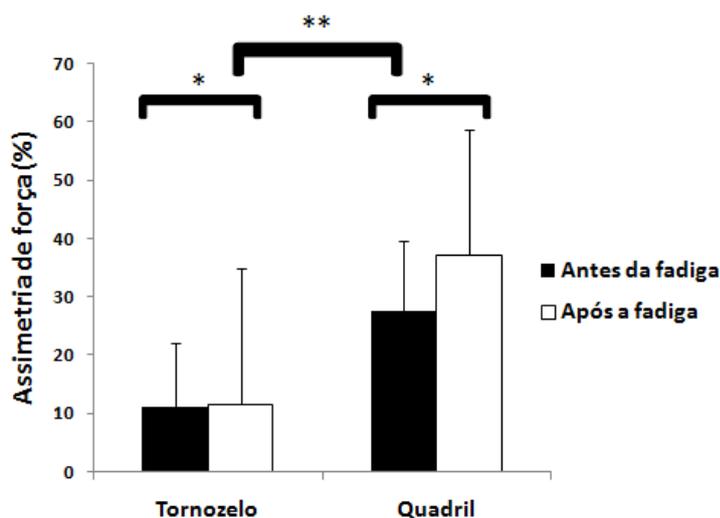
RMS – root mean square; **FM** – frequência mediana; **IC** – índice de co-contracção; **TA** – tibial anterior; **GM** – gastrocnêmio medial; **RF** – reto femoral; **BF** – bíceps femoral; **MP** – membro preferido; **MNP** – membro não-preferido.

2.3.3 Assimetria

2.3.3.1 Força

Para efeito principal de fadiga muscular (Figura 7), houve aumento da assimetria de força entre os membros inferiores ($F_{(1,38)}=6,907$, $p<0,01$, $\eta^2=0,15$) após fadiga muscular. Para efeito principal de região muscular fadigada, independentemente do momento (antes e após a fadiga muscular), a condição de fadiga muscular de quadril apresentou maior assimetria de força ($F_{(1,38)}=15,622$, $p<0,001$, $\eta^2=0,29$) comparada à condição de fadiga muscular de tornozelo. Não houve interação entre os fatores para os parâmetros do índice de simetria de força.

Figura 7. Médias e desvios padrão dos valores de assimetria de força (%). * - Efeito principal de fadiga; ** - Efeito principal de condição.



2.3.3.2 CoP

Para efeito principal de fadiga muscular (Tabela 5), houve diminuição da assimetria entre os membros preferido e não-preferido para os parâmetros deslocamento ML ($F_{(1,38)}=5,527$) com tamanho do efeito médio e velocidade AP e ML ($F_{(1,38)}=20,187$ e $F_{(1,38)}=6,274$, respectivamente) com tamanho do efeito grande e médio, respectivamente, após fadiga muscular. Ainda, a ANOVA não indicou efeito principal

de região muscular fadigada nem interação entre região muscular fadigada e fadiga muscular ($p>0,05$) para nenhum dos parâmetros analisados do índice de simetria.

Tabela 5. Médias e desvios padrão dos valores dos parâmetros do IS (em porcentagem) de acordo com as condições antes e após a fadiga muscular. Os valores de p são mostrados para efeito principal de fadiga e condição, e interação entre os fatores fadiga e condição. Entre parênteses está o tamanho do efeito (η^2).

	Fadiga muscular de tornozelo		Fadiga muscular de quadril		Valores de p			
	Antes da fadiga	Após a fadiga	Antes da fadiga	Após a fadiga	Fadiga	Condição	Interação Fadiga*Condição	
Parâmetros do IS	Deslocamento AP	9,26±7,33	10,72±6,88	9,37±7,27	11,76±6,64	ns	ns	ns
	Deslocamento ML	29,93±12,36	19,99±14,99	26,83±13,53	24,97±9,43	0,02 (0,12)	ns	ns
	Velocidade média AP	23,78±6,88	18,32±8,11	21,45±5,58	19,29±5,39	0,001 (0,34)	ns	ns
	Velocidade média ML	28,14±4,25	24,25±7,48	26,37±3,68	25,86±4,45	0,01 (0,14)	ns	ns
	RMS AP	8,63±7,18	9,76±7,08	8,55±7,14	13,85±15,42	ns	ns	ns
	RMS ML	17,88±14,00	18,18±13,05	25,92±13,19	25,22±12,71	ns	ns	ns
	Área	30,62±18,08	22,50±13,19	28,85±14,74	32,84±21,21	ns	ns	ns
	Frequência mediana AP	12,58±11,49	7,91±7,16	6,67±6,49	10,63±13,81	ns	ns	ns
	Frequência mediana ML	26,11±18,70	36,51±22,07	30,47±20,07	27,22±19,40	ns	ns	ns

IS – índice de simetria; **AP** – anteroposterior; **ML** – médio-lateral; **RMS** – *root mean square*.

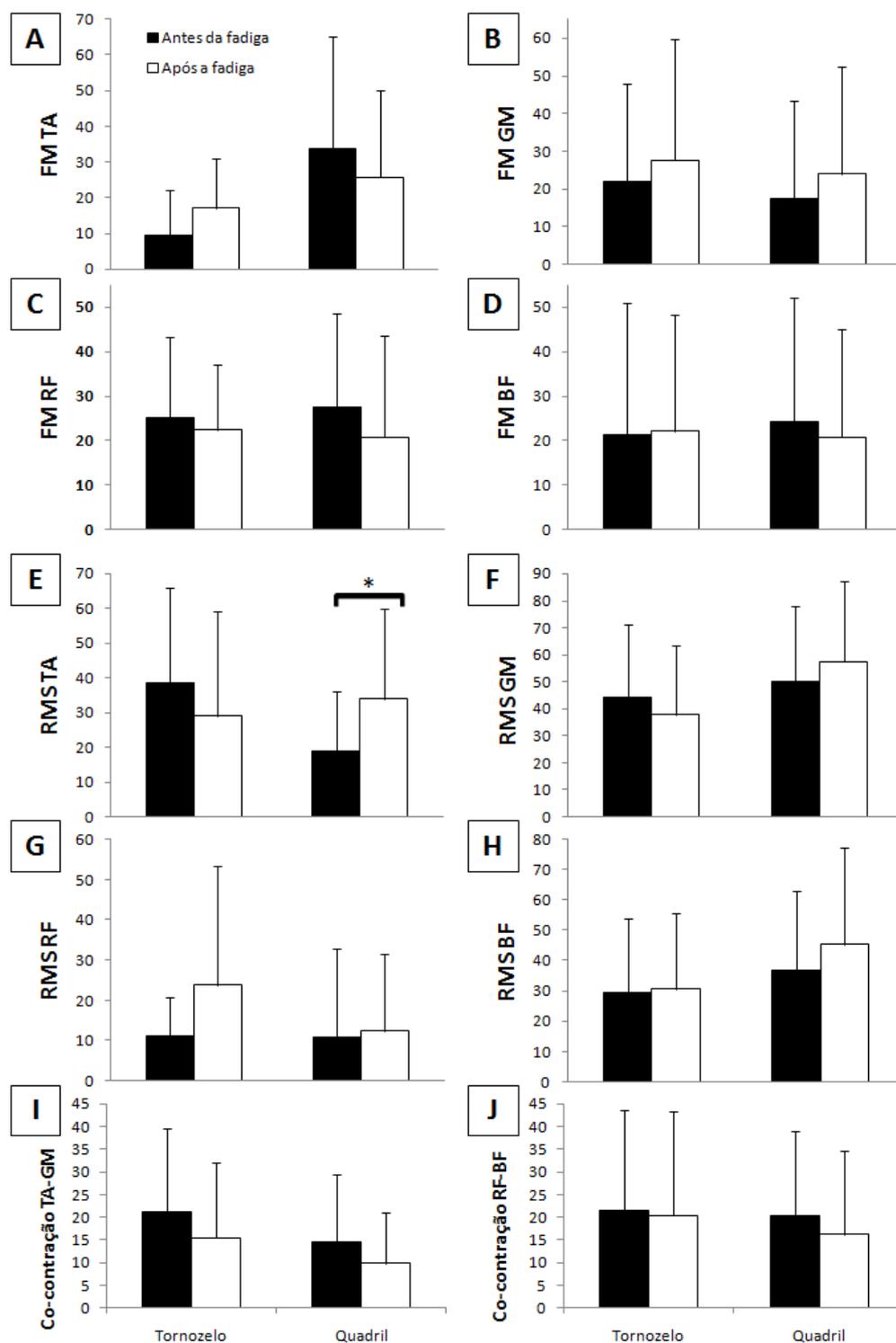
2.3.3.3 Atividade elétrica muscular (EMG)

Para efeito principal de fadiga muscular (Figura 8), houve aumento da assimetria da frequência mediana do GM ($F_{(1,38)}=3,877$, $p<0,05$, $\eta^2=0,09$) e do RMS do RF ($F_{(1,38)}=3,810$, $p<0,05$, $\eta^2=0,09$) e diminuição da assimetria entre os membros para a FM do RF ($F_{(1,38)}=4,237$, $p<0,04$, $\eta^2=0,10$) e da co-contração TA-GM ($F_{(1,38)}=5,124$, $p<0,02$, $\eta^2=0,11$) após fadiga muscular.

Para efeito principal de região muscular fadigada, a condição de fadiga muscular de quadril mostrou maiores valores de assimetria entre os membros para a frequência mediana do TA ($F_{(1,38)}=7,041$, $p<0,01$, $\eta^2=0,15$) e RMS do GM ($F_{(1,38)}=4,325$, $p<0,04$, $\eta^2=0,10$) comparada à condição de fadiga muscular de tornozelo.

A ANOVA apontou interação entre os fatores para a assimetria do RMS do TA ($F_{(1,38)}=6,099$, $p<0,01$, $\eta^2=0,13$). O *post hoc* indicou que, no momento após a fadiga muscular, a condição de fadiga muscular de quadril teve maior assimetria ($p<0,03$) comparada ao momento antes da fadiga muscular.

Figura 8. Índice de simetria (%) dos parâmetros da EMG durante a postura (média e desvio padrão), para as condições de fadiga bilateral de tornozelo e de quadril, nos momentos antes e após a fadiga muscular. **FM** - frequência mediana; **RMS** - *root mean square*; **TA** - tibial anterior; **GM** - gastrocnêmio medial; **RF** - reto femoral; **BF** - bíceps femoral; **A** - FM TA; **B** - FM GM; **C** - FM RF; **D** - FM BF; **E** - RMS TA; **F** - RMS GM; **G** - RMS RF; **H** - RMS BF; **I** - Co-contração TA-GM; **J** - Co-contração RF-BF; * - Interação entre os fatores região muscular fadigada x fadiga muscular ($p < 0,05$).



2.4 Discussão

O objetivo deste estudo foi investigar os efeitos da fadiga muscular bilateral de tornozelo e de quadril nas estratégias motoras e na simetria do controle postural de adultos jovens. Os principais achados do estudo foram: i) a fadiga muscular de tornozelo afetou mais o controle da postura que a fadiga muscular de quadril; ii) não houve alteração da estratégia motora para controlar a postura após a fadiga muscular e; iii) não houve aumento da assimetria do CoP mas houve da atividade muscular e; iv) a fadiga bilateral de quadril aumentou a assimetria da atividade muscular e de força entre os membros inferiores. A seguir, foram apresentadas interpretações e explicações para os resultados encontrados.

2.4.1 Caracterização da fadiga muscular

Independente da região muscular, a fadiga muscular diminuiu a capacidade do músculo em gerar força. Nossos resultados estão de acordo com a literatura, que associa o aparecimento da fadiga muscular à queda na produção de força e/ou diminuição do desempenho muscular (Stackhouse et al., 2001). A redução da força muscular dos membros inferiores diminui a capacidade de produzir ou sustentar o output para a estabilização articular (Vuillerme et al., 2010; Ledin, Fransson e Magnusson, 2004). Nossos protocolos de indução à fadiga bilateral de tornozelo e de quadril reduziram a capacidade dos músculos em gerar força (aproximadamente 20% e 30%, respectivamente), o que demonstra que os participantes foram fadigados em ambos os protocolos. Ainda, os participantes relataram uma alta percepção de esforço, o que confirma que o exercício foi extenuante. É também importante indicar que não houve diferença entre os protocolos na queda de produção de força, apesar do maior tempo de

realização do protocolo de fadiga muscular de tornozelo, mostrando que ambos tiveram efeitos similares na força muscular devido à fadiga muscular.

A fadiga muscular pode ser causada por fatores centrais e/ou periféricos do SNC (Gandevia, 2001). A fadiga muscular, em nosso estudo, foi originada predominantemente por fatores periféricos, independentemente da condição de indução à fadiga (bilateral de tornozelo ou de quadril). O uso da técnica de *twitch interpolation* durante a CVM mostrou que houve redução da TP após ambos os protocolos de indução à fadiga muscular, gerando déficits no drive motor e, dessa forma, incapacitando o músculo periférico em despolarizar as fibras com a mesma intensidade para gerar a mesma força, os quais são fatores altamente relacionados à fadiga de origem periférica (Borji et al., 2014). A origem da fadiga de ordem periférica também pode ser explicada pelo tempo de exercício. Os protocolos de indução à fadiga muscular do nosso estudo foram relativamente curtos e de moderada para alta intensidade (tornozelo - 4min e 30seg; quadril - 3min e 3seg), corroborando os achados de Boyas e colaboradores (2013b) que, realizaram análises de regressões múltiplas entre o tempo de exercício e variáveis da *twitch interpolation* durante a CVM e sugeriram a presença de fadiga periférica após exercícios nessas intensidades.

2.4.2 Efeitos da fadiga muscular no controle postural

A fadiga muscular afetou o controle postural de adultos jovens. A ANOVA indicou efeito principal de fadiga muscular, mostrando aumento do deslocamento, velocidade e RMS no sentido AP e área do CoP, e diminuição da frequência mediana do TA e RF e do RMS do RF, fatores que prejudicam o controle da postura pelo aumento da oscilação corporal (Boyas et al., 2013a; Boyas e Guével, 2011; Vuillerme et al., 2001; 2010). Os efeitos negativos da fadiga muscular no controle postural podem ser

explicados pela falha na integração entre a informação sensorial e o sistema motor (Vuillerme e Boisgontier, 2010), que afeta o *input* de informações proprioceptivas (Bisson et al., 2014; Salavati et al. 2007) devido às perturbações no sistema neuromuscular e que modificam o *output* de força muscular (Paillard, 2012; Bizid et al., 2009; Harkins et al., 2005), prejudicando o controle motor e aumentando o risco de quedas (WOJCIK et al., 2011; LIN et al., 2009).

A fadiga muscular bilateral de tornozelo prejudicou mais o controle postural comparada à fadiga muscular bilateral de quadril (efeito principal de membro inferior fadigado). Esse resultado contraria a literatura, a qual aponta aumento da oscilação após fadiga da região do quadril em relação à fadiga da região do tornozelo, sugerindo maior dependência da articulação proximal (i.e. quadril) para o controle da postura em adultos jovens (Talis et al., 2008; Gribble e Hertel, 2004a,b). Possivelmente as divergências entre os resultados dos estudos ocorreram devido às diferenças nos protocolos aplicados, como a análise somente dos efeitos da fadiga unilateral e em apoio unipodal e pela falta de confirmação que os protocolos de fadiga muscular de tornozelo e quadril geraram efeitos similares. O maior efeito da fadiga muscular de tornozelo no controle postural pode ser explicado de duas maneiras: i) o tornozelo é uma articulação monoarticular, e depois de fadigada prejudica a compensação do controle postural pela reduzida interação mecânica, diferentemente da fadiga da articulação do quadril, que por ser biarticular, não interferiu no controle da postura de adultos jovens, que puderam compensar a oscilação corporal com outras regiões do corpo e; ii) adultos jovens utilizam principalmente a musculatura do tornozelo para controlar a postura bipodal (Winter, 1995), uma vez que os flexores plantares têm um papel fundamental nas correções posturais no plano anteroposterior (Schieppati e Nardone, 1999) e, por ser uma estrutura mais confiável, provocar a fadiga muscular da região do tornozelo

prejudicou mais o controle da postura comparada à fadiga muscular da região do quadril. Portanto, sem uma ação corretiva adequada dos mecanismos estabilizadores localizados no SNC, ocasionados pela fadiga proximal (i.e quadril), a chance de quedas aumentaria.

2.4.3 Estratégia motora do controle postural

Nosso principal resultado contraria nossa primeira hipótese: os adultos jovens não modularam a estratégia motora de controle postural após a fadiga muscular, independentemente da região fadigada. Para amenizar os efeitos que a fadiga muscular acarreta ao sistema de controle postural, as pessoas podem utilizar de estratégias posturais, realizando ajustes motores. Classicamente, Winter (1995) e Nashner e McCollum (1985) classificam duas estratégias motoras principais para o controle da postura bipodal estática: estratégia de tornozelo e de quadril. A articulação do tornozelo exerce um papel primordial no controle postural (Panzer, Bandinelli e Hallett, 1995) e adultos jovens confiam nesta articulação para manter o equilíbrio (Runge et al., 1999; Winter, 1995; Nashner e McCollum, 1985). No entanto, a utilização dessas estratégias é dependente da dificuldade da tarefa e, sob efeito da fadiga muscular (i.e. maior dificuldade), adultos jovens tendem a priorizar a estratégia de quadril (Bizid et al., 2009; Gribble e Hertel, 2004b; Vuillerme et al., 2001, 2002a,b). Após a fadiga muscular bilateral dos flexores plantares (i.e. articulação do tornozelo), os indivíduos reduziram a atividade elétrica do TA e consecutivamente a co-contração entre TA-GM, mantendo a estratégia de tornozelo. Uma possível explicação é que a co-contração entre agonista e antagonista geralmente é associada ao aumento da rigidez articular, restringindo a movimentação das diferentes articulações (Laughton et al., 2003) e devido às falhas no sistema de *input* somatossensorial (Gribble e Hertel, 2004a,b), diminui a capacidade de

produção de força e transmissão neural (Qu, Nussbaum e Madigan, 2009). Contudo, a estratégia de rigidez articular aumenta o custo metabólico e gera um risco ao controle do equilíbrio, pois qualquer movimento extra pode ameaçar esse controle. Assim, mesmo com o controle postural prejudicado após a fadiga muscular bilateral de tornozelo os indivíduos não realizaram a co-contração e preferiram continuar com a estratégia motora primária de tornozelo, adotada inicialmente. Esse resultado corrobora com Boyas e colaboradores (2013a), uma vez que a estratégia de tornozelo permaneceu dominante mesmo após ser fadigada.

Além do mais, após a fadiga muscular bilateral de quadril, houve a manutenção dos padrões (comportamento) adotados inicialmente, indicando que a estratégia de tornozelo foi mantida. Um ponto a ser considerado é que, na execução de uma tarefa como ao controlar a postura bipodal, maiores ativações musculares e/ou o envolvimento de mais músculos ativos pode aumentar o gasto energético e favorecer o surgimento de fadiga (Mian et al., 2006), contribuindo para um aumento do risco de quedas. Dessa forma, parece inviável, principalmente com a fadiga muscular já instaurada, manter uma maior ativação e consecutivamente maior co-contração muscular. Assim, outras precauções devem ser tomadas para tentar amenizar os efeitos negativos que a fadiga muscular causa sobre o controle postural.

2.4.4 Assimetria do controle postural após fadiga muscular

A simetria do controle postural tem um papel fundamental na manutenção da estabilidade corporal. Além disso, a simetria entre os membros inferiores durante o controle da postura envolve menor demanda do sistema de controle postural, indicando maior estabilidade (Anker et al, 2008; Genthon e Rougier, 2005). Nossos achados mostraram que adultos jovens não aumentam a assimetria do CoP mas aumentam a

assimetria da atividade muscular após a fadiga muscular (efeito principal de fadiga muscular). Nesse sentido, o aumento da assimetria da atividade muscular entre os membros ao controlar a postura bipodal parece ser uma medida de proteção que o sistema adota para diminuir a assimetria do CoP, fazendo com seja aumentada a estabilidade corporal (ANKER et al., 2008).

A fadiga bilateral de quadril aumenta a assimetria entre os membros inferiores. Nossos resultados mostraram que após a fadiga muscular, a condição de fadiga muscular de quadril ocasionou aumento da assimetria da força e da atividade elétrica muscular (frequência mediana do TA e RMS do GM) durante o controle da postura, confirmando nossa segunda hipótese. A articulação do quadril é responsável por movimentos mais amplos e grosseiros do CoP para o controle da estabilidade principalmente no sentido médio-lateral e pode gerar maior quantidade de força (Gribble e Hertel, 2004a), estando mais susceptível ao aumento da assimetria. O efeito neural causado pela fadiga muscular, como a maior ou menor atividade elétrica muscular de uma das pernas, tornando a tarefa mais assimétrica (Berger, Regueme e Forestier, 2010) e exigindo uma reorganização da atividade muscular, pode auxiliar na manutenção da estabilidade corporal. Dessa forma, parece que para compensar a assimetria de força e amenizar os efeitos adversos gerados após fadiga bilateral da região proximal (i.e. quadril), os quais poderiam prejudicar o controle da postura e aumentar o risco de quedas (Berger, Regueme e Forestier, 2010) os indivíduos contrabalancearam estes déficits com o aumento da assimetria da atividade elétrica muscular entre os membros, aumentando a contribuição de um dos membros inferiores durante o controle da postura, especialmente porque o quadril não é a principal articulação que adultos jovens utilizam para controlar a postura bipodal (Winter, 1995) e, ativar mais a musculatura de um dos membros, não afeta o controle postural.

Por outro lado, ao fadigar os dois membros simultaneamente, a possibilidade de compensação por um dos membros é reduzida. Um ponto curioso a ser discutido é porque não ocorre aumento da assimetria após a fadiga muscular bilateral de tornozelo. Pelos nossos resultados, parece que o maior efeito deletério ao controle da postura ocasionado pela fadiga muscular quando a região distal (i.e. tornozelo) estava envolvida, fez com que os indivíduos precisassem utilizar os dois membros concomitantemente para melhorar realizar a tarefa postural, garantindo maior segurança pela manutenção da simetria. Do ponto de vista biomecânico, o controle do equilíbrio pode ser facilitado pela manutenção de uma postura mais simétrica, levando a menores oscilações corporais (Rougier e Genthon, 2009; Anker et al., 2008; Genthon e Rougier, 2005) deixando o CoP mais longe dos limites de estabilidade (Rico, 2015) e diminuindo o risco de quedas.

2.4.5 Limitações

Nosso estudo possui algumas limitações. Não foi mensurado o nível de atividade física (praticantes ou sedentários) e a experiência dos participantes com os protocolos realizados, o que poderia influenciar principalmente na aplicação de força durante a contração voluntária máxima e a resistência aos incômodos durante o protocolo de indução à fadiga muscular, postergando o final do exercício. Marcadores fisiológicos de esforço poderiam auxiliar no entendimento mais claro sobre o aparecimento e estabelecimento dos mecanismos relacionados à fadiga muscular. Além disso, não é claro na literatura qual o tipo da origem da fadiga muscular (i.e. central ou periférica) prejudica mais o controle da postura bipodal. Apesar da utilização da técnica de *twitch interpolation* em um único membro, não é recomendado que o esforço seja realizado concomitantemente pelos dois membros durante a CVM, a qual poderia disseminar o

disparo dos moto-neurônios e, consecutivamente, a ativação muscular e produção de força entre os membros, uma vez que a soma das forças produzidas por cada membro de maneira separada é maior que a força produzida pelos dois membros ao mesmo tempo (Gandevia, 2001). Ainda, no nosso estudo não foi analisado qual membro contribuiu de maneira mais incisiva para uma maior ou menor assimetria. Assim, podemos sugerir, para futuros estudos, a integração entre as análises fisiológicas, biomecânicas e de controle motor para esclarecer os efeitos da fadiga muscular no controle postural, tanto relacionados à origem da fadiga quanto ao uso de estratégias motoras e à assimetria.

2.5 Conclusão

Podemos concluir que adultos jovens não alteram a estratégia motora de controle postural após fadiga muscular bilateral, independentemente da região muscular fadigada. Ainda, a fadiga muscular da região do tornozelo causa maior efeito no controle postural de adultos jovens do que a fadiga muscular bilateral de quadril, o que pode aumentar o risco de quedas. Ainda, a fadiga bilateral de quadril ocasionou maior assimetria da atividade elétrica muscular durante o controle postural, compensando os possíveis efeitos negativos da fadiga muscular para o controle da estabilidade. Podemos sugerir, para futuros estudos, investigar os efeitos da fadiga muscular a partir do controle de outras vias sensoriais, como a visual e vestibular.

CAPÍTULO 3

EFEITO DA FADIGA MUSCULAR BILATERAL E UNILATERAL DE TORNOZELO NA SIMETRIA DO CONTROLE POSTURAL

3. Efeito da fadiga muscular bilateral e unilateral de tornozelo na simetria do controle postural

3.1 Introdução

A assimetria entre os membros inferiores pode prejudicar o controle postural. A assimetria no controle postural é caracterizada pela distribuição desigual de peso entre os membros inferiores (Kitisomprayoonkul et al., 2005), aumentando a oscilação e instabilidade postural (Marigold e Eng, 2006), causando declínio no controle postural (Jacobs et al., 2005; Nadler et al., 2002; Blaszczyk et al., 2000). Contudo, ainda é controverso como é o controle postural de adultos jovens do ponto de vista da assimetria/simetria entre os membros inferiores, sendo que alguns estudos sugerem que há assimetria no controle postural de adultos jovens (Anker et al., 2008; Gutnik et al., 2008; Golomer e Mbongo, 2004), enquanto que outros estudos sugerem simetria no controle postural (Lin et al., 2009; Nadollek et al., 2002). É possível que fatores temporários, como a fadiga muscular, possam gerar esta controvérsia entre os dados presentes na literatura.

A fadiga muscular pode afetar o controle postural de adultos jovens. Sistemáticamente, estudos anteriores têm mostrado que a fadiga muscular aumenta a oscilação postural, (Boyas et al, 2013a; Paillard, 2012). Entretanto, ainda são muito discutidas na literatura as causas do efeito da fadiga muscular no controle postural, especialmente quando apenas um dos membros inferiores é fadigado (i.e., fadiga bilateral e unilateral do membro preferido e não-preferido). Quando fadigamos apenas um dos membros inferiores, podem ocorrer duas estratégias compensatórias que podem gerar assimetria no controle postural (Berger, Regueme e Forestier, 2010): i) os músculos da perna contralateral (i.e. não-fadigada) aumentam sua atividade, limitando e diminuindo o risco de lesões nos músculos da perna fadigada e; ii) há uma diminuição

da atividade muscular da perna contralateral para reduzir a assimetria entre os membros inferiores. Até o momento, apenas Vuillerme e colaboradores (2010) analisaram o efeito da fadiga muscular da região do tornozelo em apenas um dos membros. O estudo apresentou resultados interessantes, indicando uma mudança na contribuição de cada membro no controle postural com aumento no deslocamento do centro de pressão do membro não-fadigado. No entanto, os autores analisaram o efeito da fadiga muscular da região do tornozelo apenas sobre o membro preferido. Desta forma, ainda há uma lacuna na literatura relacionada à como a fadiga muscular unilateral de tornozelo afeta o membro contralateral (i.e. membro não-fadigado) durante a postura bipodal, especialmente após fadiga do membro preferido e do membro não-preferido, tornando o controle postural assimétrico.

Portanto, entender os mecanismos de ajustes posturais ipsilateral e contralateral e o aparecimento de assimetria entre os membros inferiores após fadiga bilateral e unilateral do membro preferido e não-preferido pode ajudar no entendimento de como o sistema neuromuscular atua para reparar possíveis déficits no controle da postura bipodal. Ainda, durante a reabilitação de muitas lesões e doenças é utilizado o equilíbrio em um dos membros, podendo ocorrer diferenças no controle postural entre o membro inferior preferido e não-preferido (Lin et al., 2009). Dentro deste contexto, o objetivo do estudo é analisar o efeito da fadiga muscular unilateral e bilateral da região do tornozelo na assimetria/simetria dos membros inferiores durante postura bipodal estática. De modo geral, a hipótese do estudo é que a fadiga muscular bilateral não irá causar assimetria entre os membros inferiores. Além disso, a fadiga muscular unilateral irá exacerbar a assimetria entre os membros inferiores, aumentando o uso do membro inferior não-fadigado para o controle postural.

3.2 Método

3.2.1 Participantes

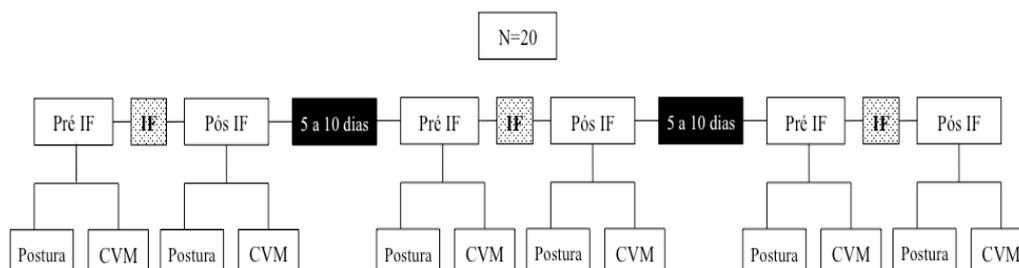
Participaram deste estudo os mesmos indivíduos do estudo anterior (Tabela 1). Os mesmos critérios de exclusão e inclusão do estudo 1 foram utilizados.

3.2.2 Delineamento experimental

Todos os procedimentos experimentais foram realizados nas dependências do Laboratório de Pesquisa em Movimento Humano (MOVI-LAB) do Departamento de Educação Física da referida Universidade.

Os participantes realizaram três visitas ao laboratório para a realização dos procedimentos experimentais. Em cada visita a fadiga muscular da região do tornozelo foi realizada de forma diferente: fadiga muscular bilateral (nos dois membros ao mesmo tempo), fadiga muscular unilateral do membro preferido e fadiga muscular unilateral do membro não-preferido. A ordem de realização do tipo de fadiga muscular foi randomizada entre os participantes. Os procedimentos experimentais e instruções foram semelhantes ao estudo anterior. Nas três visitas, os participantes realizaram as tarefas na mesma ordem do estudo anterior (Figura 9).

Figura 9. Exemplificação do protocolo experimental.



3.2.3 Protocolo de controle postural

O protocolo de controle postural adotado foi semelhante ao estudo anterior, seguindo o mesmo desenho experimental, as mesmas instruções e a análise dos dados.

A atividade elétrica muscular (EMG) foi investigada através dos mesmos procedimentos e equipamentos utilizados no primeiro estudo. A análise dos dados também foi semelhante ao estudo anterior. Contudo foram só calculadas a RMS e a frequência mediana do TA e do GM de ambas as pernas.

3.2.4 Protocolo de CVM

A CVM foi realizada através do exercício de *Leg Press* adaptado para a realização da flexão plantar de tornozelo, semelhante ao estudo 1. Os mesmos procedimentos, equipamentos e instruções aos participantes e a mesma dos dados foi realizada.

3.2.5 Protocolo de indução à fadiga muscular bilateral e unilateral de tornozelo

Para a indução à fadiga, o participante realizou repetidamente a tarefa de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo (*standing calf raise exercise*) sobre um step (figura 3A) (Barbieri et al., 2013a; Barbieri, 2012). Os mesmos procedimentos experimentais, equipamentos e instruções do primeiro estudo foram utilizados. Contudo, nos dias de fadiga muscular unilateral (membro preferido ou não-preferido), o participante realizou o protocolo de indução a fadiga apenas com um dos membros inferiores, enquanto que no dia de fadiga muscular bilateral, os participantes utilizaram ambos os membros inferiores para a realização do protocolo de indução à fadiga.

3.2.6 Simetria do controle postural (CoP e EMG) e de força

Para analisar a (as)simetria do controle postural (CoP e EMG) e de força foi calculado o índice de simetria, utilizando a mesma equação do estudo anterior. Entretanto, para os resultados do índice de simetria, quando o resultado foi negativo, a assimetria foi influenciada pelo membro preferido. Quando o resultado foi positivo, o membro não-preferido foi o causador da assimetria.

3.2.7 Análise estatística

O nível de significância foi mantido em 0,05 para todas as análises e o programa SPSS 15.0 (SPSS, Inc.) foi utilizado para o tratamento estatístico. Os pressupostos da ANOVA foram testados através do teste de esfericidade (Mauchly) e do teste de igualdade das variâncias (Levene). ANOVAs foram empregadas para analisar os dados de interesse de acordo com os parâmetros analisados:

- 1) Os parâmetros de interesse da CVM (tempo para IF, força e índice de redução de força) nos momentos antes e após fadiga muscular foram analisados separadamente para cada membro por ANOVAs *one-way* com medidas repetidas;
- 2) Os valores do índice de simetria de cada parâmetro do controle postural (CoP e EMG) e da força foram analisados por ANOVAs *two-way* com fator para condição (bilateral, unilateral preferido e unilateral não-preferido) e fadiga muscular (antes e após fadiga muscular), com medidas repetidas para ambos os fatores.

Testes *Post hoc* de Tukey, com níveis de significância ajustados, foram utilizados quando interação entre os fatores foi indicada na análise. O eta-quadrado parcial (η^2) foi relatado para medir o tamanho do efeito e interpretado como pequeno (tamanho do efeito > 0,01), médio (tamanho do efeito > 0,06) ou grande (tamanho do efeito > 0,14) (Cohen, 1988).

3.3 Resultados

3.3.1 CVM, tempo de IF e BORG

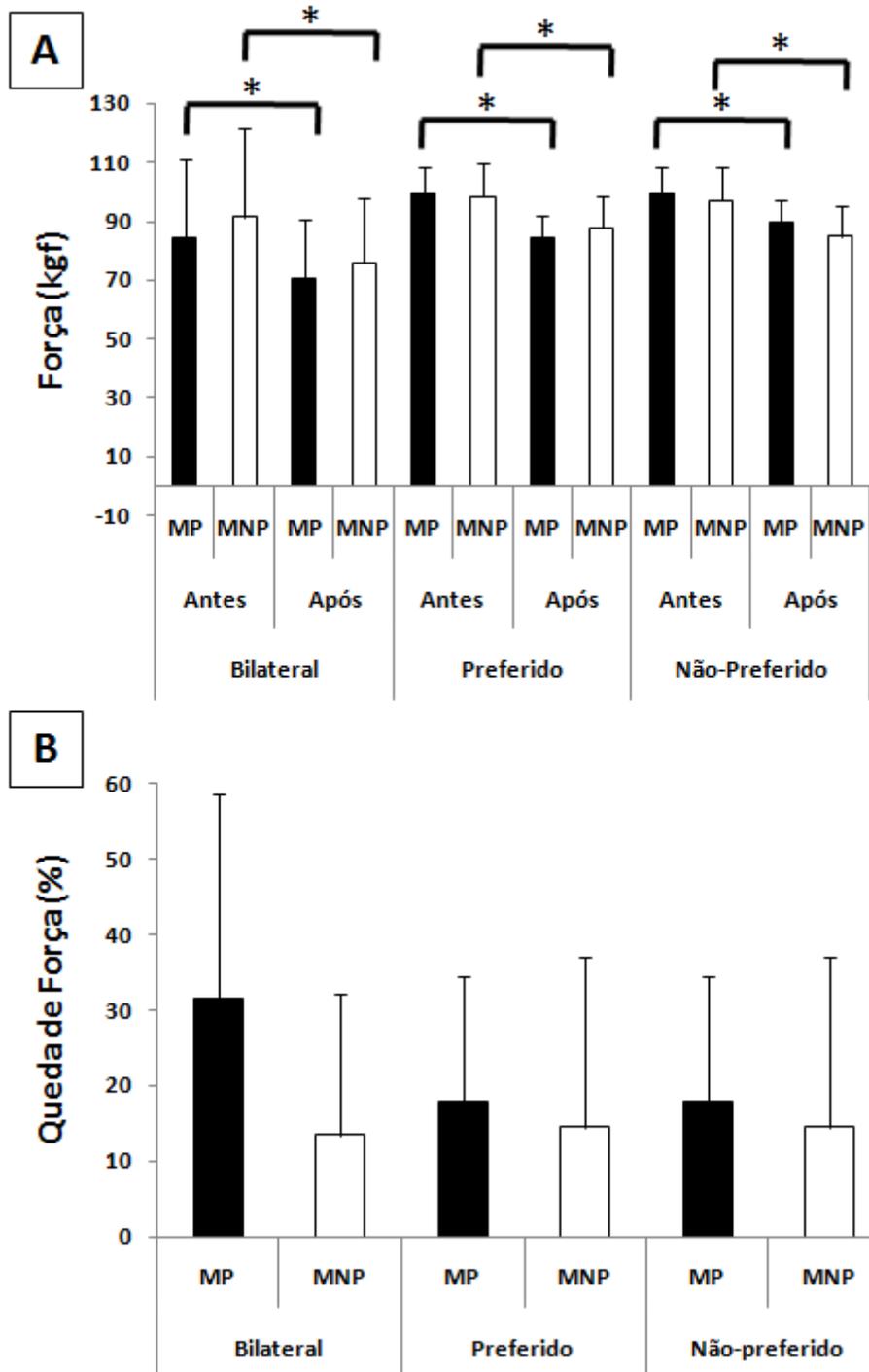
O protocolo de IF bilateral de tornozelo durou em média 4min e 30s±3min e 8s (mínimo de 1min e 34s e máximo de 15min e 55s), o unilateral do membro preferido, em média 1min e 2s±12s (mínimo de 44s e máximo de 1min e 30s), e o unilateral do membro não-preferido em média 1min e 2s±13s (mínimo de 48s e máximo de 1min e 47s). A ANOVA indicou diferença entre os tempos de IF ($F_{(2,38)}=26,793$; $p<0,001$; $\eta^2=0,58$) com tamanho do efeito grande. O *post hoc* apontou que os participantes permaneceram por maior tempo na tarefa de indução à fadiga bilateral comparada às fadigas unilaterais do membro preferido ($p<0,001$) e do membro não-preferido ($p<0,001$).

Os indivíduos reportaram, em repouso, uma percepção média de esforço de 18,20±1,79 pontos (mínimo de 15 e máximo de 20 pontos) após a IF bilateral de tornozelo, 17,55±1,67 pontos (mínimo de 16 e máximo de 19 pontos) após a IF unilateral de tornozelo do membro preferido, e 17,40±2,21 pontos (mínimo de 15 e máximo de 20 pontos) após a IF unilateral de tornozelo do membro não-preferido.

Os valores da CVM (força e percentual de queda de força), antes e após os protocolos de fadiga muscular, para as condições de fadiga bilateral e unilateral do membro preferido e não-preferido de tornozelo são apresentados na Figura 10. A ANOVA indicou que os participantes reduziram aproximadamente 20% a força no membro preferido e 18% no membro não-preferido ($F_{(1,19)}=57,960$, $p<0,001$, $\eta^2=0,75$ e $F_{(1,19)}=14,404$, $p<0,001$, $\eta^2=0,43$, respectivamente), após a fadiga muscular bilateral de tornozelo, mostrando grande tamanho do efeito. Para a fadiga unilateral do membro preferido, houve redução de 15% na força no membro preferido e 11% no membro não-preferido ($F_{(1,19)}=28,672$, $p<0,001$, $\eta^2=0,60$ e $F_{(1,19)}=24,672$, $p<0,001$, $\eta^2=0,56$,

respectivamente) após a fadiga, com grande tamanho do efeito. Para a fadiga unilateral do membro não-preferido, houve redução de 10% na força no membro preferido e 13% no membro não-preferido ($F_{(1,19)}=10,394$, $p<0,004$, $\eta^2=0,35$ e $F_{(1,19)}=16,993$, $p<0,001$, $\eta^2=0,47$, respectivamente) após a fadiga, indicando grande tamanho do efeito. Contudo, não houve diferença entre os percentuais de queda de força entre os protocolos, tanto para o membro preferido ($F_{(2,38)}=2,546$, $p=0,09$, $\eta^2=0,11$) quanto para o não-preferido ($F_{(2,38)}=0,244$, $p=0,77$, $\eta^2=0,01$).

Figura 10. Força (kgf) antes e após a fadiga muscular e queda de força (%) nas condições de fadiga bilateral, unilateral do membro preferido e do membro não-preferido. **MP** – membro referido; **MNP** – membro não preferido; * - Efeito principal de fadiga muscular ($p < 0,05$).

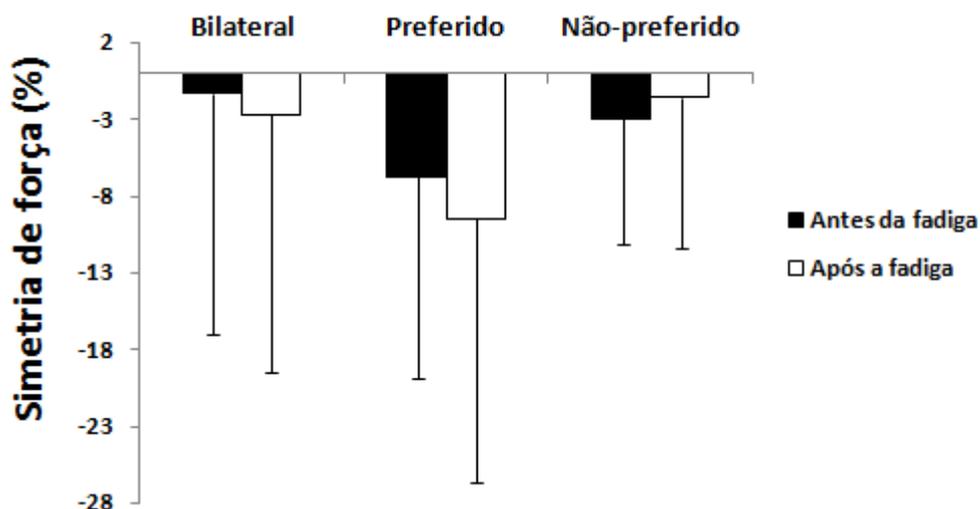


3.3.2 Assimetria

3.3.2.1 Força

A ANOVA não apontou diferença para efeito principal de fadiga muscular ($F_{(1,57)}=0,550$, $p=0,46$, $\eta^2=0,01$), para efeito principal de condição ($F_{(2,57)}=1,381$, $p<0,26$, $\eta^2=0,04$) e interação entre os fatores ($F_{(2,57)}=0,953$, $p<0,39$, $\eta^2=0,03$) (Figura 11), todos com tamanho do efeito pequeno.

Figura 11. Médias e desvios padrão do índice de simetria de força (em %) nas condições de fadiga bilateral, unilateral do membro preferido e do membro não-preferido, nos momentos antes e após a fadiga muscular de tornozelo. Os valores negativos indicam assimetria para o membro preferido.



3.3.2.2 CoP

Para efeito principal de fadiga muscular (Tabela 6), houve diminuição da assimetria para a velocidade AP ($F_{(1,57)}=4,881$) causada pelo membro não-preferido após fadiga muscular, com médio tamanho do efeito. Ainda, a ANOVA não indicou efeito principal de condição ($p>0,05$) para nenhum dos parâmetros analisados do índice de simetria.

Houve interação entre os fatores fadiga muscular e condição causada pelos efeitos na velocidade AP ($F_{(2,57)}= 3,949$), RMS AP e ML ($F_{2,57}=3,152$ e $F_{(2,57)}=4,045$, respectivamente) e área do CoP ($F_{2,57}=4,608$), indicando tamanho de efeito médio para todas as variáveis. O *post hoc* indicou que houve diminuição da assimetria da velocidade AP ($p<0,002$), RMS ML ($p<0,005$) e área do CoP ($p<0,004$) para a condição de fadiga muscular unilateral do membro não-preferido. Além disso, houve aumento da do RMS AP ($p<0,05$) para a condição de fadiga muscular unilateral do membro não-preferido, sendo que o membro preferido causou a assimetria após a fadiga muscular.

Tabela 6. Médias e desvios padrão do índice de simetria (em %) dos parâmetros do CoP, para as condições de fadiga bilateral, unilateral do membro preferido e do membro não-preferido, nos momentos antes e após a fadiga muscular de tornozelo. Valores positivos indicam assimetria para o membro preferido e valores negativos para o membro não-preferido. Entre parênteses está o tamanho do efeito (η^2).

		BL		UP		UNP		valores de p		
		Antes da fadiga	Após a fadiga	Antes da fadiga	Após a fadiga	Antes da fadiga	Após a fadiga	Fadiga	Condição	Interação Fadiga*Condição
Simetria do CoP (%)	Deslocamento AP	1,30±11,92	-1,34±12,90	-0,02±10,30	5,45±14,46	1,62±10,21	-2,34±13,24	ns	ns	ns
	Deslocamento ML	19,71±26,21	15,10±20,14	16,35±27,24	18,70±24,00	17,49±22,21	8,89±25,52	ns	ns	ns
	Velocidade média AP	15,12±20,06	11,00±17,09	14,20±19,63	16,45±18,62	13,41±20,93	4,45±26,87	0,03 (0,07)	ns	0,02 (0,12)
	Velocidade média ML	18,02±22,58	16,94±19,31	17,21±23,21	19,86±21,78	16,67±23,89	9,79±30,42	ns	ns	ns
	RMS AP	1,07±11,35	-1,27±12,20	-0,54±10,31	5,33±14,25	2,18±9,89	-4,84±22,96	ns	ns	0,05 (0,10)
	RMS ML	19,68±24,63	12,91±18,51	11,72±28,91	16,71±24,03	17,17±21,63	3,41±31,83	ns	ns	0,02 (0,12)
	Área	19,80±30,01	13,09±22,94	14,03±33,14	21,39±32,44	20,32±29,96	2,44±39,63	ns	ns	0,01 (0,13)

IS – índice de simetria; **AP** – anteroposterior; **ML** – médio-lateral; **BL** – fadiga bilateral; **MP** – fadiga unilateral do membro preferido; **MNP** – fadiga unilateral do membro não-preferido.

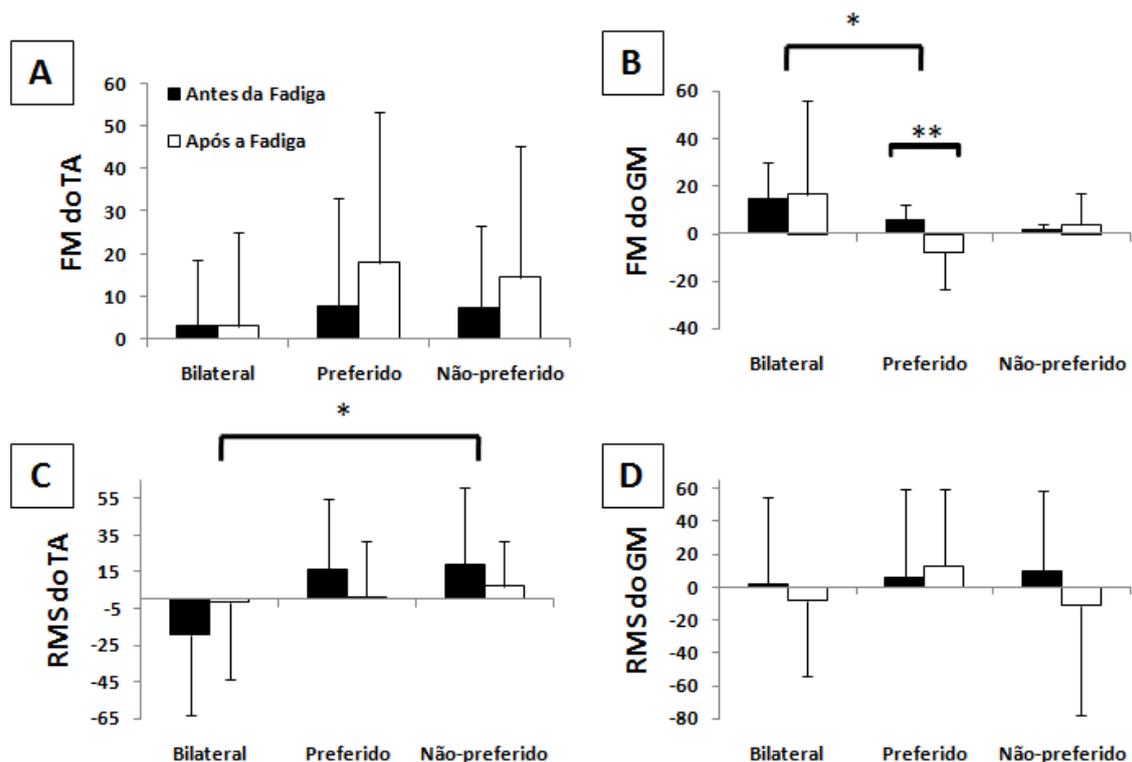
3.3.2.3 Atividade muscular (EMG)

Não houve efeito principal de fadiga muscular para assimetria dos parâmetros de atividade muscular (Figura 12).

Para efeito principal de condição, a ANOVA apontou diferenças para a assimetria da frequência mediana do GM ($F_{(2,57)}=3,415$, $p<0,04$, $\eta^2=0,10$) e para o RMS do TA ($F_{(2,57)}=3,690$, $p<0,03$, $\eta^2=0,11$), mostrando um médio tamanho do efeito. A assimetria da frequência mediana do GM e do RMS do TA foi menor na condição de fadiga bilateral que na condição de fadiga unilateral do membro preferido e do membro não-preferido, respectivamente.

Houve interação entre os fatores fadiga muscular e condição causada pelos efeitos na assimetria da frequência mediana do GM ($F_{(2,57)}= 2,883$, $p<0,05$, $\eta^2=0,09$ e $F_{(2,57)}= 10,874$, $p<0,001$, $\eta^2=0,27$, respectivamente), indicando um médio e grande tamanho do efeito, respectivamente. O *post hoc* indicou que, para a condição de fadiga muscular unilateral do membro preferido, a assimetria da frequência mediana do GM ($p<0,01$) aumentou após fadiga muscular, sendo ocasionada pelo membro preferido. Além disso, no momento após a fadiga muscular, a assimetria da frequência mediana do GM na fadiga muscular bilateral foi maior que a fadiga muscular unilateral do membro preferido, sendo que a assimetria foi causada pelo membro não-preferido ($p<0,004$).

Figura 12. Médias e desvios padrão do índice de simetria (em %) da ativação muscular (EMG) nas condições de fadiga bilateral, unilateral do membro preferido e do membro não-preferido, nos momentos antes a após a fadiga muscular de tornozelo. Valores negativos indicam assimetria para o membro preferido e valores positivos para o membro não-preferido. **FM** – Frequência mediana; **RMS** – *Root mean square*; **TA** – tibial anterior; **GM** – gastrocnêmio medial; **A** – FM do TA; **B** – FM do GM; **C** – RMS do TA; **D** – RMS do GM; * - Efeito principal de fadiga muscular ($p < 0,05$); * - Efeito principal de condição ($p < 0,05$); ** - Interação entre os fatores fadiga muscular e condição ($p < 0,05$).



3.4 Discussão

O objetivo do estudo foi analisar o efeito da fadiga muscular bilateral e unilateral da região do tornozelo na assimetria/simetria do controle postural durante postura bipodal estática. De maneira esperada, a fadiga muscular, independentemente da condição (i.e. fadiga muscular bilateral ou unilateral do tornozelo), reduziu a capacidade do músculo em produzir força. Nossos resultados mostraram independente da condição, que a força muscular foi reduzida em ambos os membros inferiores após fadiga muscular. Nosso resultado corrobora com a literatura (Barbieri et al., 2013, 2014; Boyas et al., 2013a; Vuillerme et al., 2010) que mostra redução dos valores de força após

protocolo de indução à fadiga. A redução da força muscular indica que os protocolos foram capazes de causar fadiga muscular. Os efeitos que a fadiga muscular causa no controle postural já estão bem determinados na literatura e foram apresentados no primeiro estudo desta dissertação. Além disso, de forma interessante, a fadiga unilateral de tornozelo reduziu a força muscular de ambos os membros inferiores. Estudos anteriores (Doix, Lefèvre e Colson, 2013; Rattey et al., 2006) também encontraram redução de força no membro não-fadigado após fadiga muscular unilateral. Uma possível explicação é o efeito *cross-over* da fadiga sobre o membro contralateral, causando ajustes diferenciais na via motora, sugerindo uma prevalência da fadiga periférica no membro fadigado e uma contribuição mediada por mecanismos centrais para a fadiga no membro não-fadigado (RATTEY et al., 2006).

Os principais resultados deste estudo foram: i) a fadiga bilateral de tornozelo não causou assimetria; ii) a fadiga muscular unilateral de tornozelo causou assimetria entre os membros inferiores; iii) a assimetria no controle postural após fadiga muscular unilateral de tornozelo foi causada pelo membro preferido, independentemente de qual membro inferior foi fadigado. A seguir, são apresentados interpretações e explicações para os resultados encontrados.

A fadiga muscular de tornozelo não causou assimetria no controle da postura de adultos jovens quando ambos os membros inferiores foram fadigados. Nosso resultado corrobora nossa primeira hipótese. Uma possível explicação é que a fadiga muscular bilateral alterou a propriocepção e a integração sensorial de maneira igualitária nos dois membros (Paillard, 2012), resultando em uma simetria no controle postural. Como os dois membros inferiores foram fadigados, há uma necessidade de que o controle postural seja realizado de maneira eficiente para evitar a necessidade de ajustes que poderiam ser inviáveis, uma vez que ambos os membros apresentam déficits em uma

série de aspectos, como propriocepção, coordenação, etc., após fadiga muscular. Entretanto, existe uma maior possibilidade de risco de quedas quando os dois membros inferiores são fadigados. O indivíduo não apresenta nenhum dos membros inferiores apto para realizar ajustes caso algum desequilíbrio ocorra durante a postura. Assim, não usar a estratégia de utilizar mais um dos membros para o controle postural pode ser interessante quando ambos os membros inferiores são fadigados. A simetria entre os membros exerce uma função essencial na sustentação da estabilidade corporal durante o controle da postura após fadiga muscular. A simetria causa menor demanda do sistema de controle postural para aumentar a estabilidade corporal (Anker et al, 2008; Genthon e Rougier, 2005) e reduzir a necessidade de ações corretivas, principalmente após a fadiga muscular bilateral de tornozelo (Boyas et al., 2013a) que deteriora o controle da postura pelo aumento da oscilação corporal e atraso da resposta motora.

Fadigar apenas um dos membros inferiores aumenta a assimetria do controle postural. A fadiga muscular unilateral parece requerer que cada membro contribua de maneira diferente para o controle postural bipodal. Este resultado parece evidenciar que há uma reorganização da coordenação intersegmentar e redistribuição da contribuição da musculatura ativa para o controle da postura como forma de lidar com a fadiga de apenas um lado corpo (Yiou et al., 2009; Côté et al., 2002). Aumentar a assimetria entre os membros inferiores parece ser a forma mais eficiente para que o indivíduo mantenha a estabilidade quando ocorre fadiga muscular unilateral do membro inferior. De certa forma, esta parece ser uma estratégia interessante quando se utiliza mais do membro inferior não-fadigado para controlar a postura. Esta é uma estratégia bastante utilizada por pessoas que apresentam doenças neurológicas, como doença de Parkinson ou acidente vascular encefálico, que prejudicam mais um lado do corpo (Barbieri e Vitório, 2017; Genthon et al., 2008; Talis et al., 2008). Ainda, ser assimétrico durante o controle

postural parece reduzir a possibilidade de quedas. Barbieri e colaboradores (submetido) encontraram que idosos com doença de Parkinson e neurologicamente sadios não-caidores apresentam maior assimetria no controle postural do que idosos com doença de Parkinson e neurologicamente sadios caidores. Este achado parece indicar que a assimetria no controle postural é algo interessante para um sistema que apresenta limitações motoras e sensoriais, como no caso da fadiga muscular. Entretanto, se o membro fadigado é exigido durante a manutenção da postura isso pode trazer problemas na estabilidade.

O membro inferior preferido é o mais utilizado para o controle postural quando houve fadiga muscular unilateral. Como dito no parágrafo anterior, esta é uma estratégia interessante quando o membro inferior não-preferido é fadigado. Vuillerme e colaboradores (2010) investigaram os efeitos da fadiga unilateral sobre a assimetria do controle postural e verificaram que o membro não-fadigado parece aumentar seus ajustes motores para preservar o controle da postura, aumentando a assimetria no controle postural. Entretanto, esta é uma tarefa bastante arriscada quando o membro preferido é fadigado. Devido aos efeitos da fadiga muscular nos ajustes posturais, a maior utilização de um membro fadigado para o controle postural pode ocasionar riscos de lesões e quedas. Este resultado pode ser explicado pela maior confiança que o sistema postural tem no membro preferido, uma vez que ele parece apresentar maior eficiência para controlar a postura (Vuillerme et al., 2010). Desta forma, ele prefere utilizar o membro inferior preferido para controlar mesmo com sérias limitações e correndo riscos. Entretanto, é preciso lembrar que a tarefa realizada pelos participantes foi fácil e não exigia grande equilíbrio. Este achado pode ser relevante para a reabilitação de patologias como a esclerose múltipla (Chalah et al., 2015; Van Emmerik et al., 2010; Chung et al., 2008) e a doença de Parkinson (Barbieri e Vitório, 2017) que

apresentam unilateralidade e fadiga sintomática, causando assimetria no controle postural.

Apesar de resultados relevantes e importantes, a partir deste estudo podemos fazer algumas sugestões. Mensurar a atividade muscular dos adutores e abdutores do quadril durante o controle da postura bipodal, antes e após a indução à fadiga muscular, poderia ajudar no entendimento de como acontecem os mecanismos de transferência de peso entre os membros inferiores, principalmente após fadiga unilateral. Assim, podemos propor, para futuros estudos, a integração entre as análises biomecânicas e de controle motor para esclarecer os efeitos da fadiga muscular unilateral tanto do membro preferido quanto do não-preferido no controle postural, especialmente relacionadas às assimetrias das contribuições ipsilaterais e contralaterais nos ajustes posturais de transferência de peso corporal entre os membros.

3.5 Conclusão

A partir dos resultados do estudo pode-se concluir que a fadiga muscular bilateral do tornozelo não causou assimetria no controle postural de adultos jovens. Entretanto, a fadiga muscular unilateral causou assimetria no controle postural, sendo que o membro inferior preferido foi o responsável por esta assimetria, uma vez que ele foi o membro inferior utilizado para controlar a postura, independentemente se ele estava fadigado ou não.

CAPÍTULO 4

CONSIDERAÇÕES FINAIS

4. Considerações finais

Os achados da presente dissertação aprofundam e avançam em contribuições científicas na compreensão do comportamento motor e da biomecânica de adultos jovens, quando são desafiados a manter a postura estática bipodal após fadiga muscular. Os resultados encontrados podem contribuir em ações futuras para verificar possíveis alterações de controle postural relacionadas a déficits causados pela fadiga muscular. A seguir são destacados os principais achados e suas implicações práticas.

A presente dissertação mostrou que adultos jovens não alteram a estratégia motora postural após fadiga muscular, contrariando a literatura. A mudança de estratégia após fadiga não fez com que outras regiões não-fadigadas assumissem o controle da postura, sobrecarregando a região fadigada, principalmente o tornozelo, para a manutenção do controle da postura. Esse resultado nos permite refletir sobre os efeitos da fadiga muscular localizada no controle postural, sugerindo intervenções que auxiliem no fortalecimento das musculaturas e articulações envolvidas na atividade motora, e trabalhos proprioceptivos e de equilíbrio para a região fadigada, como forma de aumentar a segurança no dia-a-dia.

De maneira mais específica, a fadiga muscular da região do tornozelo aumentou a oscilação corporal, prejudicando o controle da postura bipodal de adultos jovens. Essa articulação é a principal responsável pelo controle e manutenção da postura em pé, fornecendo informações proprioceptivas sobre o posicionamento do corpo sofrendo constantes exposições a forças externas e em relação ao solo. Fadigar a musculatura responsável pelo controle dessa articulação provocou uma diminuição da assimetria entre os membros inferiores, medida adotada para ajudar na manutenção da estabilidade e do equilíbrio após a perturbação.

Além disso, nossos resultados mostraram que a fadiga bilateral de tornozelo não causou assimetria do controle postural. Ao fadigar os dois membros concomitantemente, não há a possibilidade de compensação por um dos membros inferiores para compensar os efeitos da fadiga muscular, sendo interessante para o sistema que o controle seja realizado por ambos os membros inferiores. Por outro lado, a fadiga unilateral do tornozelo, independentemente de ser no membro preferido ou não-preferido, gerou assimetria postural. Esses resultados podem contribuir com profissionais da área da saúde, como profissionais de Educação Física e Fisioterapia, na prescrição do treinamento e recuperação, e reabilitação de atletas e pacientes, visando à manutenção do controle postural de maneira segura, uma vez que algumas práticas esportivas usam predominantemente um dos membros em algumas ações e os atletas constantemente encontram-se sob fadiga muscular durante a prática esportiva, devendo os profissionais organizar e planejar o treinamento e a recuperação (i.e. programação dos exercícios, intervalo entre as séries) pensando nos exercícios que envolvam apoio unilateral e no caráter unilateral e assimétrico de algumas patologias.

5. Referências bibliográficas

- ALLEN, G. M.; GANDEVIA, S. C.; MCKENZIE, D. K. Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. **Muscle & Nerve**, v.18, n.6, p.593-600, 1995.
- AMENT, W.; VERKERKE, G. J. Exercise and fatigue. **Sports Medicine**, v.39, n.5, p.389-422, 2009.
- ANKER, L.C.; WEERDESTEYN, V.; VAN NES, I. J. W.; NIENHUIS, B.; STRAATMAN, H.; GEURTS, A. C. H. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. **Gait & Posture**, v.27, n. 3, p.471-477, 2008.
- ASCENSÃO, A.; MAGALHÃES, J.; OLIVEIRA, J.; DUARTE, J.; SOARES, J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.3, n.1, p.108-123, 2003.
- AUNE, T. K.; INGVALDSEN, R. P.; ETTEMA, G. J. C. Effect of physical fatigue on motor control at different skill levels. **Perceptual and Motor Skills**, v.106, n.2, p.371-386, 2008.
- BARBIERI, F.A.; GOBBI, L.T.B.; Assimetrias laterais no movimento de chute e rendimento no futebol e no futsal. **Motricidade**, v. 5, p.33-47, 2009.
- BARBIERI, F.A. **Impact of muscle fatigue on mechanics and motor control of walking**. Tese em Ciências da Motricidade, Universidade Estadual Paulista – Campus Rio Claro, 2012.
- BARBIERI, F.A.; GOBBI, L.T.B.; LEE, Y.J.; PIJNAPPELS, M.; van DIEËN, J.H. The effect of muscle fatigue on the last stride before stepping down a curb. **Gait & Posture**, v.37, n.4, p.542-546, 2013a.
- BARBIERI, F.A.; SANTOS, P.C.R.; VITÓRIO, R.; van DIEËN, J.H.; GOBBI, L.T.B. Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. **Gait & Posture**, v.38, n.4, p. 702-707, 2013b.
- BARBIERI, F.A.; SANTOS, P.C.; LIRANI-SILVA, E.; VITÓRIO, R.; GOBBI, L.T.B.; van DIEËN, J.H. Systematic review of the effects of fatigue on spatiotemporal gait parameters. **Journal of Back Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 26, n.2, p.125-131, 2013c.
- BARBIERI, F.A.; GOBBI, L.T.B.; LEE, Y.J.; PIJNAPPELS, M.; van DIEËN, J.H. Effect of triceps surae and quadriceps muscle fatigue on the mechanics of landing in stepping down in ongoing gait. **Ergonomics**, v.57, n.6, p.934-94, 2014.
- BARBIERI, F. A.; VITÓRIO, R. **Locomotion and Posture in Older Adults**. Springer International Publishing:, 2017.
- BENTLEY, T. A.; HASLAM, R. A. Slip, trip and fall accidents occurring during the delivery of mail. **Ergonomics**, v.41, p.1859-1872, 1998.
- BERGER, L. L.; REGUEME, S. C.; FORESTIER, N. Unilateral lower limb muscle fatigue induces bilateral effects on undisturbed stance and muscle EMG activities. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, n.5, p.947-952, 2010.
- BERMEJO, J. L.; GARCÍA-MASSÓ, X.; PAILLARD, T.; NOÉ, F. Fatigue does not conjointly alter postural and cognitive performance when standing in a shooting position under dual-task conditions. **Journal of Sports Sciences**, v.36, n.4, p.429-435, 2017.
- BILLOT, M.; SIMONEAU, E. M.; VAN HOECKE, J.; MARTIN, A. Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal

- capacity during upright standing. **European journal of applied physiology**, v.109, n.4, p.669-680, 2010.
- BISSON, E. J.; MCEWEN, D.; LAJOIE, Y.; BILODEAU, M. Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. **Gait & Posture**, v.33, n.1, p.83-87, 2011.
- BIZID, R.; MARGNES, E.; FRANÇOIS, Y.; JULLY, J. L.; GONZALEZ, G.; DUPUI, P.; PAILLARD, T. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. **European Journal of Applied Physiology**, v.106, n.3, p.375-380, 2009.
- BLACKBURN, T.; GUSKIEWICZ, K.M.; PETSCHAUER, M.A.; PRENTICE, W.E. Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. **Journal of Sport Rehabilitation**, v.9, p.315-328, 2000.
- BLASZCZYK, J. W.; PRINCE, F.; RAICHE, M.; HÉBERT, R. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. **Journal of Biomechanics**, v.33, n.10, p.1243-1248, 2000.
- BORG, G. A. V. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine Science and Sports Exercise**, v.14, p.377-381, 1982.
- BORJI, R.; ZGHAL, F.; ZARROUK, N.; SAHLI, S.; REBAI, H. Individuals with intellectual disability have lower voluntary muscle activation level. **Research in developmental disabilities**, v.35, n.12, p.3574-3581, 2014.
- BOOTH, F. W.; THOMASON, D.B. Molecular and cellular adaptation of muscle in response to exercise: perspectives of various models. **Physiological Reviews**, v.71, p.541-585, 1991.
- BOYAS, S.; GUÉVEL, A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v.54, n.2, p.88-108, 2011.
- BOYAS, S.; HAJJ, M.; BILODEAU, M. Influence of ankle plantarflexor fatigue on postural sway, lower limb articular angles, and postural strategies during unipedal quiet standing. **Gait & Posture**, v.37, p.547-551, 2013a.
- BOYAS, S.; REMAUD, A.; RIVERS, E.; BILODEAU, M. Fatiguing exercise intensity influences the relationship between parameters reflecting neuromuscular function and postural control variables. **PLoS One**, v.8, n.8, p.e72482, 2013b.
- BROXTERMAN, R. M.; LAYEC, G.; HUREAU, T. J.; AMANN, M.; RICHARDSON, R. S. Skeletal muscle bioenergetics during all-out exercise: mechanistic insight into the oxygen uptake slow component and neuromuscular fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v.122, n.5, p.1208-1217, 2017.
- CHALAH, M. A.; RIACHI, N.; AHDAB, R.; CRÉANGE, A.; LEFAUCHEUR, J. P.; AYACHE, S. S. Fatigue in multiple sclerosis: neural correlates and the role of non-invasive brain stimulation. **Frontiers in Cellular Neuroscience**, v.9, p.460, 2015.
- CHOW, G. C.; FONG, S. S.; CHUNG, J. W.; CHUNG, L. M.; MA, A. W.; MACFARLANE, D. J. Determinants of sport-specific postural control strategy and balance performance of amateur rugby players. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.19, n.11, p.946-950, 2016.
- CHUNG, L. H.; REMELIUS, J. G.; VAN EMMERIK, R. E.; KENT-BRAUN, J. A. Leg power asymmetry and postural control in women with multiple sclerosis. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.40, n.10, p.1717-1724, 2008.
- COHEN, J. Statistical power analysis for the behavioral sciences 2nd edn. 1988.
- COHEN, S.; KESSLER, R. C.; GORDON, L. U. **Measuring Stress, a Guide for Health and Social Scientists**. Oxford University Press, Oxford, 1995.

- CORBEIL, P.; BLOUIN, J-S.; BÉGIN, F.; NOUGIER, V.; TEASDALE, N. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. **Gait & Posture**, v.18, p.92-100, 2003.
- CÔTÉ, J.N.; MATHIEU, P.A.; LEVIN, M.F.; FELDMAN, A.G. Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. **Experimental Brain Research**, v.146, p.394-398, 2002.
- DAVIDSON, B.S.; MADIGAN, M.L.; NUSSBAUM, M.A. Effects of lumbar extensor fatigue and fatigue rate on postural sway. **European Journal of Applied Physiology**, v.93, p.18318-9, 2004.
- DAVIS, M.; FITTS, R. Mechanisms of muscular fatigue. In: Darcy, P. **ACSM'S resource manual - guidelines for exercise testing and prescription**, Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 184-190, 2001.
- DAWSON, D.; MCCULLOCH, K. Managing fatigue: it's about sleep. **Sleep Med Rev**, v.9, p.365-380, 2005.
- DIEËN, J. H. V.; KINGMA, I.; VAN DER BUG, J. C. E. Evidence for a role of antagonistic co-contraction in controlling trunk stiffness during lifting. **Journal of Biomechanics**, v.36, p.1829-1836, 2003.
- DOIX, A. C. M.; LEFÈVRE, F.; COLSON, S. S. Time course of the cross-over effect of fatigue on the contralateral muscle after unilateral exercise. **PloS one**, v. 8, n. 5, p. e64910, 2013.
- DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.14, p.183-192, 2010.
- DUBOC, V.; DUFOURCQ, P.; BLADER, P.; ROUSSIGNÉ, M. Asymmetry of the brain: development and implications. **Annual Review of Genetics**, v.49, p.647-672, 2015.
- EDWARDS, R.H.T. **Human muscle function and fatigue, Human muscle fatigue: physiological mechanisms**. London: Pitman Medical. v.82, p.1-18, 1981.
- ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v.72, n.5, p.1631-1648, 1992.
- ETNYRE, B.; THOMAS, D. Q. Event standardization of sit-to-stand movements. **Physical Therapy**, v.87, p.1651-1666, 2007.
- FRANKLIN, D.W.; LIAW, G.; MILNER, T.E.; OSU, R.; BURDET, E.; KAWATO, M. Endpoint stiffness of the arm is directionally tuned to instability in the environment. **Journal of Neuroscience**. v.27, p.7705-7716, 2007.
- FREITAS, P. B.; KNIGHT, C. A.; BARELA, J. A. Postural reactions following forward platform perturbation in young, middle-age, and old adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, p.693-700, 2010.
- FULLER, J.R.; LOMONDA, K.V.; FUNGB, J.; CÔTÉ, J.N. POSTURE-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, p.1043-1052, 2009.
- GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiological Reviews**, v.81, n. 4, p.1725-1789, 2001.
- GENTHON, N.; ROUGIER, P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. **Journal of Biomechanics**, v.38, n.10, p.2037-2049, 2005.
- GENTHON, N.; ROUGIER, P.; GISSOT, A. S.; FROGER, J.; PÉLISSIER, J.; PÉRENNOU, D. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. **Stroke**, v.39, n.6, p.1793-1799, 2008.

- GOLOMER, E.; MBONGO, F. Does footedness or hemispheric visual asymmetry influence centre of pressure displacements? **Neuroscience Letters**, v.367, p.148–151, 2004.
- GRANACHER, U. et al. Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual-task conditions in young and older adults. **Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation**, v.7, p.56, 2010.
- GREEN, H. J. Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. **Journal of Sports Sciences**, v.15, n.3, p.247-256, 1997.
- GREEN, S. Measurement of anaerobic work capacities in humans. **Sports Medicine**, v.19, n.1, p.32-42, 1995.
- GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.85, n.4, p.589-592, 2004a.
- GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.14, n.6, p.641-646, 2004b.
- GUTNIK, B.; LEAVER, J.; STANDEN, C.; LONGLEY, C. Inferred influence of human lateral profile on limb load asymmetry during a quiet standing balance test. **ActaMedica Okayama**, v.62, p.175-184, 2008.
- HALVANI, G.H.; ZARE, M.; HOBObATI, H. The fatigue in workers of Iran Central Iron Ore Company in Yazd. **Int J Occup Med Environm Health**, v.22, p.19-26, 2009.
- HANCOCK, P. A.; DESMOND, P. A. **Stress, workload and fatigue**. London: Lawrence Erlbaum Associates, 2000.
- HARKINS, K. M.; MATTACOLA, C. G.; UHL, T. L.; MALONE, T. R. Effects of 2 Ankle Fatigue Models on the Duration of Postural Stability Dysfunction. **Journal of Athletic Training**, v.40, n.3, p.191, 2005.
- HART, S.; GABBARD, C. Examining the mobilizing feature of footedness. **Perceptual and Motor Skills**, v.86, p.1339-1342, 1998.
- HAYWOOD, K. M.; GETCHELL, N. Desenvolvimento motor ao longo da vida. **Porto Alegre: Artmed**, 2004.
- HELBOSTAD, J. L.; LEIRFALL, S.; MOE-NILSSEN, R.; SLETVOLD, O. Physical fatigue affects gait characteristics in the older persons. **J Gerontol A: BiolSci**, v.62, p.1010-1015, 2007.
- HERZOG, W.; NIGG, B. M.; READ, L. J.; OLSSON, E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. **Medicine Science of Sports and Exercise**, v.21, n.1, p.110-4, 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, 1986.
- HORAK, F. B.; MacPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB, Sheherd JT, editors. **Handbook of physiology, section 12: Exercise: regulation and integration of multiple systems**. NY: Oxford University Press, p.255–92, 1996.
- HORAK, F.; KUO, A. Postural adaptation for altered environments, tasks, and intentions. In: **Biomechanics and neural control of posture and movement**. Springer, New York, NY, 2000. p.267-281.
- IZAWA, J.; RANE, T.; DONCHIN, O.; SHADMEHR, R. Motor adaptation as a process of reoptimization. **Journal of Neuroscience**, v.28, p.2883-2891, 2008.

- JACOBS, C.; UHL, T.L.; SEELEY, M.; STERLING, W.; GOODRICH, L. Strength and fatigability of the dominant and nondominant hip abductors. **Journal of Athletic Training**, v.40, p.203-206, 2005.
- JONSSON, E.; HENRIKSSON, M.; HIRSCHFELD, H. Age-related differences in postural adjustments in connection with different tasks involving weight transfer while standing. **Gait & Posture**, v.26, n.4, p.508-515, 2007.
- KENT-BRAUN, J. A. Skeletal muscle fatigue in old age: whose advantage? **Exercise and Sports Science Reviews**, v.37, p.3-9, 2009.
- KITISOMPRAYOONKUL, W.; CHEAWCHANWATTANA, S.; JANCHAI, S.; E-SEPRADIT, P. Effects of shoe lift on weight bearing in stroke patients. **Journal of the Medical Association of Thailand= Chotmaihetthangphaet**, v.88, p.S79-84, 2005.
- KROENKE, K.; WOOD, D.R.; MANGELSDORFF, A.D.; MEIER, N.J.; POWELL, J.B. Chronic fatigue in primary care. Prevalence, patient characteristics, and outcome. **Journal of American Medical Association**, v.260, p.929-934, 1988.
- LAUGHTON, C. A.; SLAVIN, M.; KATDARE, K.; NOLAN, L.; BEAN, J. F.; KERRIGAN, D. C.; PHILLIPS, E.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait & Posture**, v.18, n.2, p.101-108, 2003.
- LEDIN, T.; FRANSSON, P. A.; MAGNUSSON, M. Effects of postural disturbances with fatigued triceps surae muscles or with 20% additional body weight. **Gait & Posture**, v.19, n.2, p.184-193, 2004.
- LIN, W.H.; LIU, Y.F.; HSIEH, C.C.; LEE, A.J. Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.12, n.1, p.42-49, 2009.
- LORAM, I.D.; MAGANARIS, C.N.; LAKIE, M. Paradoxical muscle movement inhuman standing. **The Journal of Physiology**, v.556, p.683-689, 2004.
- LORD, S. R.; WARD, J.A.; WILLIAMS, P.; ANSTEY, K.J. An epidemiological study of falls in older community-dwelling women: the Randwick falls and fractures study. **Australian Journal of Public Health**, v.17, n.3, p.240-245, 1993.
- LOU, J. S. Physical and Mental Fatigue in Parkinson's Disease: Epidemiology, Pathophysiology and Treatment. **Drugs Aging**, v.26, p.195-208, 2009.
- MADIGAN, M.L.; DAVIDSON, B.S.; NUSSBAUM, M.A. Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensor fatigue. **Human Movement Science**, v.25, p.788-799, 2006.
- MARCHETTI, P. H. **Investigações sobre o controle motor e postural nas assimetrias em membros inferiores**. Tese em Biodinâmica do Movimento Humano, Universidade de São Paulo. 2009.
- MARCHETTI, P. H.; CORSO, D. S. Técnicas de estimulação neuromuscular para avaliação de déficits de força: uma breve revisão. **Revista de Terapia Manual**, v. 10, p. 123-128, 2012.
- MARIGOLD, D. S.; ENG, J. J. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. **Gait & Posture**, v.23, n.2, p.249-255, 2006.
- MCKENZIE, D. K.; BIGLAND-RITCHIE, B.; GORMAN, R. B.; GANDEVIA, S. C. Central and peripheral fatigue of human diaphragm and limb muscles assessed by twitch interpolation. **The Journal of Physiology**, v.454, p.643-656, 1992.
- MELLO, R.G.; OLIVEIRA, L.F.; NADAL, J. Anticipation mechanism in body sways control and effect of muscle fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.17, p.739-746, 2007.

- MIAN, O. S.; THOM, J. M.; ARDIGÒ, L. P.; NARICI, M. V.; MINETTI, A. E. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. **Actaphysiologica**, v.186, n.2, p.127-139, 2006.
- MILIONI, F.; VIEIRA, L. H.; BARBIERI, R. A.; ZAGATTO, A. M.; NORDSBORG, N. B.; BARBIERI, F. A.; dos-SANTOS, J. W.; SANTIAGO, P. R.; PAPOTI, M. Futsal match-related fatigue affects running performance and neuromuscular parameters but not finishing kick speed or accuracy. **Frontiers in Physiology**, v.7, p.518, 2016.
- MILLET, G.Y.; MARTIN, V.; LATTIER, G.; BALLAY, Y. Mechanisms contributing to knee extensor strength loss after prolonged running exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, p.193-198, 2003.
- MILLET, G. Y.; LEPERS, R. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. **Sports Medicine**, v.34, p. 105-116, 2004.
- MILLET, G. Y.; MARTIN, V.; MARTIN, A.; VERGES S. Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, p.2489-2500, 2011.
- MISSEWARD, O.; MOTTET, D.; PERREY, S. Factors responsible for force steadiness impairment with fatigue. **Muscle & Nerve**, v.40, p.1019–1032, 2009.
- MURDOCK, G. H.; HUBLEY-KOZEY, C. L. Effect of a high intensity quadriceps fatigue protocol on knee joint mechanics and muscle activation during gait in young adults. **European Journal of Applied Physiology**, v.112, p.439-449, 2012.
- NADLER, S.F.; MALANGA, G.A.; BARTOLI, L.A.; FEINBERG, J.H.; PRYBICIEN M.; DEPRINCE, M. Hip muscle imbalance and low back pain in athletes: influence of core strengthening. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.34, p.9-16, 2002.
- NADOLLEK, H.; BRAUER, S.; ISLES, R. Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. **Physiotherapy Research International**, v.7, p.203-214, 2002.
- NASHNER, L. M.; MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. **Behavioral and brain sciences**, v.8, n.01, p.135-150, 1985.
- NEYROUD, D.; VALLOTTON, A.; MILLET, G. Y.; KAYSER, B.; PLACE, N. The effect of muscle fatigue on stimulus intensity requirements for central and peripheral fatigue quantification. **European Journal of Applied Physiology**, v.114,p.205-215, 2014.
- PAILLARD, T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 36, n. 1, p. 162-176, 2012.
- PAILLARD, T. CHAUBET, V.; MAITRE, J.; DUMITRESCU, M.; BOREL, L. Disturbance of contralateral unipedal postural control after stimulated and voluntary contractions of the ipsilateral limb. **Neuroscience Research**, v.68, p.301-306, 2010.
- PANZER, V. P.; BANDINELLI, S.; HALLETT, M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.76, n.2, p.151-157, 1995.
- PAPA, E. V.; HASSAN, M.; BUGNARIU, N. The Effects of Performance Fatigability on Postural Control and Rehabilitation in the Older Patient. **Current Geriatrics Reports**, v.5, n.3, p.172-178, 2016.
- PARIJAT, P.; LOCKHART, T. E. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. **Gait & Posture**, v.28. p.568-73, 2008a.
- PARIJAT, P.; LOCKHART, T. E. Effects of lower extremity muscle fatigue on the outcomes of slip-induced falls. **Ergonomics**, v.51, p.1873-84, 2008b.

- PLACE, N.; CASARTELLI, N.; GLATTHORN, J. F.; MAFFIULETTI, N. A. Comparison of quadriceps inactivation between nerve and muscle stimulation. **Muscle & Nerve**, v.42, p.894-900, 2010.
- PLINE, K.M.; MADIGAN, M.L.; NUSSBAUM, M.A. Influence of fatigue time and level on increases in postural sway. **Ergonomics**, v.49, p.1639–1648, 2006.
- POWERS, S.; HOWLEY, E. **Exercise Physiology: Theory and Application to Performance**, Columbus: McGraw-Hill. 2011.
- PRIETO, T.E.; MYKLEBUST, J.B.; HOFFMANN, R.G.; LOVETT, E.G.; MYKLEBUST B.M. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.43, n.9, p.956-966, 1996.
- QU, X.; NUSSBAUM, M. A.; MADIGAN, M. L. Model-based assessments of the effects of age and ankle fatigue on the control of upright posture in humans. **Gait & Posture**, v.30, n.4, p.518-522, 2009.
- RAMPININI, E.; BOSIO, A.; FERRARESI, I.; PETRUOLO, A.; MORELLI, A.; SASSI, A. Match-related fatigue in soccer players. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 43, n. 11, p. 2161-2170, 2011.
- RATTEY, J.; Martin, P. G.; Kay, D.; Cannon, J.; Marino, F. E. Contralateral muscle fatigue in human quadriceps muscle: evidence for a centrally mediated fatigue response and cross-over effect. **Pflügers Archiv**, v. 452, n. 2, p. 199-207, 2006.
- RICO, J. M. P. **Assimetrias posturais, demandas musculares e gasto energético em jovens e idosos na postura ereta**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. 2015.
- RIEMANN, B. L.; MYERS, J. B.; LEPHART, S. M. Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.84, n.1, p.90-95, 2003.
- ROBINSON, R. O.; HERZOG, W.; NIGG, B. M. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. **Journal of manipulative and physiological therapeutics**, v.10, n.4, p.172-176, 1987.
- ROCCHI, L., CHIARI, L., HORAK, F.B. Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v.73, n.3, p. 267-274, 2002.
- ROUGIER, P. R.; GENTHON, N. Dynamical assessment of weight-bearing asymmetry during upright quiet stance in humans. **Gait & Posture**, v.29, n.3, p.437-443, 2009.
- RUNGE, C. F.; SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B.; ZAJAC, F. E. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. **Gait & Posture**, v.10, n.2, p.161-170, 1999.
- RYBAR, M. M.; WALKER, E. R.; KUHNEN, H. R.; OUELLETTE, D. R.; BERRIOS, R.; HUNTER, S. K.; HYGSTROM, A. S. The stroke-related effects of hip flexion fatigue on over ground walking. **Gait & Posture**, v.39, n.4, p.1103-1108, 2014.
- SALAVATI, M.; MOGHADAM, M.; EBRAHIMI, I.; ARAB, A.M. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. **Gait & Posture**, v.26, p.214-218, 2007.
- SCHIEPPATI, M.; NARDONE, A. Group II spindle afferent fibers in humans: their possible role in the reflex control of stance. In: **Progress in brain research**. Elsevier, 1999. p.461-472.
- SHIELD, A.; ZHOU, S. Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. **Sports Medicine**, v.34, p. 253-267, 2004.
- SCHMID, M.; SCHIEPPATI, M.; POZZO, T. Effect of fatigue on the precision of a whole-body pointing task. **Neuroscience**, v.139, p. 909-920, 2006.

- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor control: theory and practical applications**. 2nd ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
- STACKHOUSE, S. K., DEAN, J. C., LEE, S. C., & BINDER-MACLEOD, S. A. Measurement of central activation failure of the quadriceps femoris in healthy adults. **Muscle & Nerve**, v.23, n.11, p.1706-1712, 2000.
- STACKHOUSE, S. K.; STEVENS, J.E.; LEE, S.C.; PEARCE, K.M.; SNYDER-MACKLER, L.; BINDER-MACLEOD, S.A. Maximum voluntary activation on nonfatigued and muscle of young and elderly individuals. **Physical Therapy**, v.81, p.1102-1109, 2001.
- STRANG, A.J.; BERG, W.P.; HIERONYMUS, M. Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. **Experimental Brain Research**, v.197, p.245-254, 2009.
- STROJNIK, V.; KOMI, P. V. Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. **Journal of Applied Physiology**, v.84, n.1, p.344-350, 1998.
- SWAEN, G. M.; VAN AMELSVOORT, L.G.; BÜLTMANN, U.; KANT, I.J. Fatigue as a risk factor for being injured in an occupational accident: results from the Maastricht Cohort Study. **Occup Environ Med**, v.60, p.88-92, 2003.
- TALIS, V. L.; GRISHIN, A. A.; SOLOPOVA, I. A.; OSKANYAN, T. L.; BELENKY, V. E.; IVANENKO, Y. P. Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. **Clinical Biomechanics**, v.23, n.4, p.424-433, 2008.
- TERMOZ, N.; HALLIDAY, S.E.; WINTER, D.A.; FRANK, J.S.; PATLA, A.E. PRINCE, F. The control of upright stance in young, elderly and persons with Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v.27, p.463-470, 2008.
- VAN EMMERIK, R. E. A.; REMELIUS, J. G.; JOHNSON, M. B.; CHUNG, L. H.; KENT-BRAUN, J. A. Postural control in women with multiple sclerosis: effects of task, vision and symptomatic fatigue. **Gait & Posture**, v.32, n.4, p.608-614, 2010.
- van WEGEN, E. E. H.; van EMMERIK, R. E. A. Postural orientation: Age-related changes in variability and time-to-contact. **Archives of Physiology and Biochemistry**, v.108, p. 217-218, 2000.
- VUILLERME, N.; BOISGONTIER, M. Changes in the relative contribution of each leg to the control of quiet two-legged stance following unilateral plantar–flexor muscles fatigue. **European Journal of Applied Physiology**, v.110, n.1, p.207-213, 2010.
- VUILLERME, N.; SPORBERT, C.; PINSAULT, N. Postural adaptation to unilateral hip muscle fatigue during human bipedal standing. **Gait & Posture**, v. 30, n. 1, p. 122-125, 2009.
- VUILLERME, N.; DANION, F.; FORESTIER, N.; NOUGIER, V. Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. **Neuroscience Letters**, v. 333, n. 2, p. 131-135, 2002a.
- VUILLERME, N.; FORESTIER, N.; NOUGIER, V. Attentional demands and postural sway: the effect of calf muscles fatigue. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.34, n.12, p.1907-1912, 2002b.
- VUILLERME, N.; NOUGIER, V.; PRIEUR, J.M. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? **Neuroscience Letters**, v. 308, p.103-106, 2001.
- WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v.3, n 4, p.193-214, 1995.

- WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; ISHAC, M.; GAGE, W. H. Motor mechanisms of balance during quiet standing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.13, n.1, p.49-56, 2003.
- WOJCIK, L.A.; NUSSBAUM, M.A.; LIN, D.; SHIBATA, P.A.; MADIGAN, M.L. Age and gender moderate the effects of localized muscle fatigue on lower extremity joint torques used during quiet stance. **Human Movement Science**, v.30, p.574–583, 2011.
- YAGGIE, J.A.; MCGREGOR, S.J. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. **Archives of Physiology and Biochemistry**. v.83, p.224-228, 2002.
- YIOU, E.; HEUGAS, A.M.; MEZAOUR, M.; LE BOZEC, S. Effect of lower limb muscle fatigue induced by high-level isometric contractions on postural maintenance and postural adjustments associated with bilateral forward-reach task. **Gait & Posture**, v.29, p.97-101, 2009.
- ZVEREV, Y. P. Spatial parameters of walking gait and footedness. **Annals of Human Biology**, v.33, p.161-176, 2006.

6. Atividades desenvolvidas no período

A seguir apresento as atividades de pesquisa, ensino e extensão que tive a oportunidade de participar durante o período de mestrado.

Pesquisa

Durante o andamento do meu projeto de mestrado, participei de outros projetos de pesquisa realizados no Laboratório de pesquisa em Movimento Humano (MOVI-Lab), intitulados “Assimetria, informação visual e controle postural: efeitos da fadiga bilateral e unilateral de tornozelo”, “Impacto dos ajustes motores e informação visual no desvio de obstáculo durante a marcha em pessoas com doença de Parkinson”, “Dupla-tarefa cognitiva, desvio de obstáculo durante a marcha e assimetria: efeitos nas estratégias motoras e visuais em pessoas com doença de Parkinson” e “Efeitos da fadiga muscular no controle postural de pessoas com esclerose múltipla”. Frutos desses projetos, fui co-autor de dois artigos publicados, intitulados “*Gaze position interferes in body sway in Young adults*” (FIORELLI, C. M.; POLASTRI, P. F.; RODRIGUES, S. T.; BAPTISTA, A. M.; **PENEDO, T.**; PEREIRA, V. A. I.; SIMIELI, L.; BARBIERI, F.A.) publicado na *Neuroscience letters* e “*Gaze and motor behavior of people with PD during obstacle circumvention*” (SIMIELI, L.; VITÓRIO, R.; RODRIGUES, S. T.; POLASTRI, P. F.; PEREIRA, V. A. I.; BAPTISTA, A. M.; DE PAULA, P. H. A.; **PENEDO, T.**; ALMEIDA, Q. J.; BARBIERI, F. A.) publicado na *Gait & Posture*.

Ainda, um artigo como autor foi submetido na *Experimental Brain Research*, intitulado “*Higher visual salience of the obstacle does not affect either locomotor or gaze behaviors during obstacle avoidance in people with Parkinson’s disease*” (**PENEDO, T.**; POLASTRI, P. F.; RODRIGUES, S. T.; SIMIELI, L.; BAPTISTA, A. M.; MORETTO, G. F.; IMAIZUMI, L. F. I.; SANTINELLI, F. B.; BARBIERI, F.A.).

Além disso, em 2017 fui co-autor de dois capítulos de livro, intitulados “*Parkinson’s disease and gait asymmetry*” (BARBIERI, F. A.; FIORELLI, C. M.; **PENEDO, T.**; DE PAULA, P. H. A.; SIMIELI, L.; MORETTO, G. F.; IMAIZUMI, L. F. I.; GOBBI, L. T. B.) publicado pela Editora Springer e “*ATIVA PARKINSON - Atividade física para pessoas com doença de Parkinson*” (BARBIERI, F. A.; SIMIELI, L.; BAPTISTA, A. M.; PEREIRA, V. A. I.; PAULA, P. H. A.; **PENEDO, T.**; MORETTO, G. F.; IMAIZUMI, L. F. I.; COSTA, E. C.; VASCONCELOS, C. M. T.; POLASTRI, P. F.; RODRIGUES, S. T.; FIORELLI, C. M.) publicado pela Editora Cultura Acadêmica.

Em abril de 2016, participei do IV Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia (Ribeirão Preto/SP) apresentando em forma de pôster o trabalho “Ajustes espaço-temporais durante a fase de aproximação para desvio de um obstáculo em idosos com doença de Parkinson” (**PENEDO, T.**; BAPTISTA, A. M.; PEREIRA, V. A. I.; ODA, R. M.; FIORELLI, C. M.; BARBIERI, F. A.). Em outubro de 2016, participei do VIII Congresso Brasileiro de Comportamento Motor (João Pessoa/PB) apresentando oralmente o trabalho “Pessoas com doença de Parkinson aumentam a variabilidade do comportamento motor e do olhar durante o andar com desvio de obstáculo” (**PENEDO, T.**; PAULA, P. H. A.; VASCONCELOS, C. M. T.; FIORELLI, C. M.; BARBIERI, F. A.). Em maio de 2017, participei do XVII Congresso Brasileiro de Biomecânica (Porto Alegre/RS), apresentando em forma de pôster o trabalho “A cor do obstáculo não

influencia o comportamento do olhar de pessoas com doença de Parkinson durante a ultrapassagem de obstáculo” (PENEDO, T.; SIMIELI, L.; BAPTISTA, A. M.; SANTINELLI, F. B.; IMAIZUMI, L. F.; MORETTO, G. F.; PEREIRA, V. A. I.; ARAÚJO-SILVA, F.; BARBIERI, F. A.). Neste mesmo período, realizei uma visita técnica no Laboratório do Grupo de Pesquisa em Neuromecânica Aplicada (GNAP) da Unipampa (Uruguaiana/RS) sob supervisão do Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes e ministrei uma palestra intitulada “Efeito da fadiga muscular na assimetria do controle postural”. Em junho de 2017, participei do X Congresso Internacional de Educação Física e Motricidade Humana, apresentando em forma de pôster o trabalho “A cor do obstáculo não influencia os ajustes espaço-temporais durante a marcha com ultrapassagem de obstáculo em indivíduos com doença de Parkinson” (PENEDO, T.; IMAIZUMI, L. F.; SIMIELI, L.; COSTA, E. C.; SANTINELLI, F. B.; BARBIERI, F. A.).

Ensino

Durante o meu mestrado, realizei estágio em docência superior na Universidade Estadual Paulista (UNESP), Campus Bauru, na disciplina de “Controle Motor” sob supervisão do Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri. Além disso, ministrei aulas em cursos de extensão universitária na mesma Universidade e fui convidado a ministrar aula na disciplina de “Basquetebol” na mesma Universidade. Também, fui avaliador de pôsteres no Congresso de Iniciação Científica (2016).

Extensão

No período do mestrado, participei do “Programa de atividade física sistematizada para pacientes com a doença de Parkinson - ATIVA PARKINSON”

vinculado ao Laboratório de Pesquisa em Movimento Humano (MOVI-Lab) da UNESP, Campus Bauru.

Em 2016, participei do “1º ciclo de palestras do Projeto Help” realizado pelas Faculdades Integradas de Jaú, ministrando a palestra “Controle Motor no Exercício Físico”.

Em 2016, fui membro da comissão organizadora e palestrante do “1º Curso de Inverno em Motricidade, Envelhecimento e doença de Parkinson, realizado pelo MOVI-Lab, ministrando as palestras “*Neurobiologia do Envelhecimento*”, “*Efeitos do Envelhecimento na Motricidade*” e “*Efeito da Doença de Parkinson na Motricidade*”.

Em 2017, fui membro da comissão organizadora e palestrante do “2º Curso de Inverno em Motricidade, Envelhecimento e doença de Parkinson, realizado pelo MOVI-Lab, ministrando a palestra “*Avaliação do controle postural qualitativo e através da plataforma de força*”.