UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ARTES, CIÊNCIAS E HUMANIDADES
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA

MARCOS CAMARGO DA SILVA

**Efeitos da Fadiga Muscular e da Informação Sensorial Tátil no Controle Postural de
Ginastas Acrobáticos**

São Paulo

2017

MARCOS CAMARGO DA SILVA

**Efeitos da Fadiga Muscular e da Informação Sensorial Tátil no Controle Postural de
Ginastas Acrobáticos**

Dissertação apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo programa de pós-graduação em Ciências da Atividade Física.

Versão corrigida contendo as alterações solicitadas pela comissão julgadora em 25 de Julho de 2017. A versão original encontra-se em acervo reservado na Biblioteca da EACH/USP e na Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP (BDTD), de acordo com a Resolução CoPGr 6018, de 13 de outubro de 2011.

Área de concentração:
Atividade Física, Saúde e Lazer

Orientador:
Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães

São Paulo

2017

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

CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Universidade de São Paulo. Escola de Artes, Ciências e Humanidades. Biblioteca)

Silva, Marcos Camargo da

Efeitos da fadiga muscular e da informação sensorial tátil no controle postural de ginastas acrobáticos / Marcos Camargo da Silva ; orientador, Fernando Henrique Magalhães. – 2017

61 f.: il.

Dissertação (Mestrado em Ciências) - Programa de Pós-Graduação em Ciências da Atividade Física, Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo
Versão corrigida

1. Ginástica. 2. Postura - Controle. 3. Fadiga muscular. 4. Percepção tátil. I. Magalhães, Fernando Henrique, orient. II. Título

CDD 22.ed. – 796.4

Nome: Silva, Marcos Camargo da

Título: **Efeitos da Fadiga Muscular e da Informação Sensorial Tátil no Controle Postural de Ginastas Acrobáticos**

Dissertação apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo como pré-requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências da Atividade Física.

Área de concentração:
Atividade Física, Saúde e Lazer

Aprovado em: 25 /07 / 2017.

Banca Examinadora

Prof. Dr. Marcelo Massa

Instituição: EACH-USP

Julgamento:_____

Assinatura:_____

Dr. Cristiano da Rocha Silva

Instituição: POLI-SP

Julgamento:_____

Assinatura:_____

Prof. Dr. Rafael Inácio Barbosa

Instituição: Univ. Federal de Santa Catarina

Julgamento:_____

Assinatura:_____

Dedico esse trabalho a todos aqueles que acreditam que nunca é tarde para (re) começar e dedicar-se ao seu desenvolvimento pessoal.

Agradecimentos

A Minha esposa Márcia Célia Camata Silva pelo apoio e amor, pela dedicação, pelo carinho e principalmente por nunca ter desistido de mim. Amo-te por tudo isso e te admiro por ser a mulher forte, verdadeira e honesta que sempre está ao meu lado. Obrigado por tudo!

A Prof.^a Ana Cecília Zarantonelli, coordenadora do Ginásio de Ginástica Acrobática e minha amiga, que incentivou e acompanhou o desenrolar deste trabalho, fornecendo subsídios para a coleta de dados sempre demonstrando interesse por cada fase do trabalho. Muito obrigado, sou muito grato pelas suas ações e principalmente sua amizade.

A Prof.^a Dr.^a Andrea Lopes que através de um método de ensino coerente, estruturado e bem direcionado, contribuiu pacientemente para que eu atingisse conhecimentos necessários para dar continuidade no desenvolvimento desse trabalho. Muito obrigado pelas suas ideias, ações e principalmente pelo seu interesse no crescimento acadêmico de seus alunos.

Ao Dr. Cristiano Rocha da Silva que acompanhou de perto todo o processo de coleta de dados, ensinando-me pacientemente os procedimentos técnicos de laboratório e compartilhando solidariamente seu tempo para desenvolvimento deste trabalho. Muito obrigado!

Ao caríssimo Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães que direta ou indiretamente sempre contribuiu, incondicionalmente, para minha formação acadêmica. Em nossas conversas sempre encontrei um homem sábio, focado, honesto e extremamente competente. Não tenho palavras para agradecer sua percepção e toda a ajuda e apoio que recebi. Apenas digo que sou extremamente grato pela oportunidade que tive em trabalhar com você.

RESUMO

SILVA, Marcos Camargo da. **Efeitos da Fadiga Muscular e da Informação Sensorial Tátil no Controle Postural de Ginastas Acrobáticos**. 2017. 61p. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017. Versão Corrigida.

Apesar da prática da Ginástica Acrobática ser apontada por alguns estudos como um estímulo eficiente em gerar adaptações neuromusculares associadas a uma melhora no controle postural, até o presente momento nenhum estudo investigou o comportamento das oscilações posturais de ginastas da Ginástica Acrobática frente à manipulação de informações sensoriais, como por exemplo, na presença de informações táteis adicionais. Além disso, um grande número de estudos tem mostrado um aumento nas oscilações posturais em função da fadiga muscular. No entanto, não há na literatura investigações acerca dos efeitos da fadiga muscular sobre controle postural de ginastas da Ginástica Acrobática. Visto que diferentes tipos de treinamento físico, especialmente aqueles que requerem ações rápidas e habilidosas envolvendo equilíbrio e orientação corporal, induzem melhoras no controle postural, a hipótese levantada nesse estudo foi de que os ginastas da Ginástica Acrobática deveriam apresentar, após um protocolo de indução de fadiga muscular, um aumento nas oscilações posturais menos acentuados em comparação a não ginastas (i.e. um menor efeito da fadiga muscular sobre as oscilações posturais). Dessa forma, o objetivo desse estudo foi comparar, entre ginastas da Ginástica Acrobática (grupo GYN) e não ginastas (grupo CTRL), os efeitos da fadiga muscular dos flexores plantares do tornozelo sobre o controle postural, durante tarefas de postura unipodal com e sem a presença de informações táteis adicionais (i.e. com e sem contato do dedo indicador com uma superfície externa). Além disso, foi utilizada eletromiografia (EMG) de superfície de músculos do membro inferior e do tronco para avaliar mais profundamente as adaptações do sistema neuromuscular em função da instalação da fadiga. Os resultados indicaram que, para ambos os grupos GYN e CTRL, a fadiga muscular causou aumento das oscilações posturais, enquanto o toque causou diminuição das mesmas. No entanto, para o grupo CTRL (mas não para o grupo GYN) o efeito da fadiga parece ser dependente da condição de toque, visto que quando informações táteis adicionais estiveram presentes, o efeito da fadiga sobre as oscilações posturais foi atenuado. Apesar das oscilações posturais terem sido semelhantes entre os grupos GYN e CTRL, a análise dos sinais de EMG indicou que o grupo GYN utilizou menores níveis de ativação do músculo tibial anterior (ou ativações menos frequentes), assim como diferentes distribuições espectrais dos sinais de

EMG provenientes do gastrocnêmio medial, bíceps femoral e do reto abdominal durante a tarefa de equilíbrio unipodal, independentemente da condição de fadiga ou de toque.

Palavras-chave: Controle postural. Fadiga muscular. Ginástica acrobática. Informação sensorial tátil.

ABSTRACT

SILVA, Marcos Camargo da. **Effects of Muscle Fatigue and Sensory Tactile Information on Postural Control Acrobatic Gymnasts**. 2017. 61p. Dissertation (Master of Science) – School of Arts, Sciences and Humanities, University of São Paulo, 2017. Corrected Version

Although *Acrobatic Gymnastics* practice has been considered effective in generating neuromuscular adaptations associated with postural control improvements, to date no study has investigated the behavior of postural sway of *gymnasts of Acrobatics Gymnastics* in response to the manipulation of sensory information such as the addition of tactile sensory cues. Moreover, a large number of studies have shown increased postural oscillations in response to muscle fatigue. However, no investigation has addressed the effects of muscle fatigue on the postural control of *gymnasts of Acrobatics Gymnastics*. As postural control is improved by different types of physical training, particularly those requiring skilled and fast actions, the hypothesis raised in this study was that *gymnasts of Acrobatics Gymnastics* would be less prone to fatigue-induced postural instabilities, thereby showing a smaller effect of muscle fatigue on postural sway. Therefore, the aim of this study was to compare the effects of plantar flexor muscle fatigue on the control of single leg stance between *gymnasts of Acrobatics Gymnastics* (GYN group) and non-gymnasts (CTRL group), during postural tasks performed with and without additional tactile information due to contact of the index finger with an external surface. Additionally, surface EMG of the lower limb and trunk muscles was used to further evaluate the fatigue-induced adaptations on the neuromuscular system. The results indicated that, for both GYN and CTRL groups, muscle fatigue caused an increase in postural sway, while the touching an external surface decreased it. However, for the CTRL group (but not for the GYN group) the effect of fatigue seems to be dependent on the touch condition, as the effect of fatigue on postural sway was attenuated in the presence of additional tactile information. Although postural sway parameters were similar between the GYN and CTRL groups, analysis of the EMG signals indicated that the GYN group used lower levels of *tibialis anterior* muscle activation (or less frequent activations), as well as different spectral distributions of the EMG signals from *gastrocnemius medialis*, *biceps femoris* and *rectus abdominis* during the unipodal postural task, regardless of the fatigue or touch condition.

Keywords: Postural control, Muscle Fatigue, Acrobatics Gymnastics, Tactile Information

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Trechos correspondentes a 10 segundos de sinais relativos ao deslocamento do centro de pressão nos planos sagital (CoPap) e frontal (CoPml).....	17
Figura 2 – Esquema do arranjo experimental utilizado nas avaliações posturais, com o sujeito posicionado sobre a plataforma de força em apoio unipodal, com o dedo indicador direito tocando a superfície de contato sobre o tripé.....	28
Figura 03 – Dados representativos de um sujeito (do grupo GYN), mostrando estabilogramas referentes à trajetória do centro de pressão (CoP), tanto para a condição sem fadiga (primeira linha), quanto para a condição com fadiga (segunda linha), assim como para a condição sem torque (primeira coluna) e com toque (segunda coluna).....	33
Figura 04 – Traçados médios (n=14 para grupo controle, CTRL, e n=14 para grupo da ginástica acrobática, GYN) da Densidade Espectral de Potência (DEP) obtidas a partir dos sinais do CoP, tanto para a direção ântero-posterior (CoPap, painéis superiores) quanto para a direção médio-lateral (CoPml, painéis inferiores).	34
Figura 05 – Média dos parâmetros provenientes do sinal do CoP em uma análise no domínio do tempo (RMSap, RMSml, VMap, VMml e Área) calculados para o grupo CTRL e para o grupo GYN, conforme indicado.....	36
Figura 06 – Média dos parâmetros provenientes do sinal do CoP em uma análise no domínio da frequência (LFap, LFml, HFap, HFml) calculados para o grupo CTRL e para o grupo GYN, conforme indicado.....	37
Figura 07 – Exemplo de um sinal EMG do músculo SO (filtrado e não retificado) obtido em um dos experimentos com um atleta da ginástica acrobática.....	38
Figura 08 – Média das magnitudes de ativação muscular (aEMG, expressas em %CVM) calculadas para o grupo CTRL e para o grupo GYN, conforme indicado.....	40
Figura 09 – Média das Frequências Medianas (Fmed, expressas em Hz) computadas a partir do espectro de potências dos sinais de MEG para o grupo CTRL e para o grupo GYN, conforme indicado.....	42

Figura 10 – Média das magnitudes de ativação muscular (aEMG, expressas em %CVM) durante três diferentes momentos do protocolo de fadiga (três intervalos de 10 segundos: inicial, central e final, denominados Fad1, Fad2 e Fad3, respectivamente).....	44
Figura 11 – Média das Frequências Medianas (Fmed, expressas em Hz) durante três diferentes momentos do protocolo de fadiga (três intervalos de 10 segundos: inicial, central e final, denominados Fad1, Fad2 e Fad3, respectivamente).....	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 - Resultados dos efeitos principais obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros provenientes da análise do CoP. Valores de P significativos ($P < 0,05$) estão destacados em negrito	34
Tabela 02 – Resultados dos testes de interações obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros provenientes da análise do CoP. Valores de P significativos ($P < 0,05$) estão destacados em negrito.....	35
Tabela 03 – Resultados dos efeitos principais obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros de aEMG. Valores de P significativos ($P < 0,05$) estão destacados em negrito.....	39
Tabela 04 – Resultados dos testes de interações obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros de aEMG. Valores de P significativos ($P < 0,05$) estão destacados em negrito.....	39
Tabela 05 – Resultados dos efeitos principais obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros de Fmed. Valores de P significativos ($P < 0,05$) estão destacados em negrito.....	41
Tabela 06 – Resultados dos testes de interações obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros de Fmed.....	41
Tabela 07 – Resultados dos efeitos principais e dos testes de interações obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros de aEMG obtidos durante os testes de fadiga. Testes post-hoc de Bonferroni usados para comparações entre os intervalos inicial, central e final (Fad1, Fad2 e Fad4) são mostrados nas 3 colunas da direita. Valores de P significativos ($P < 0,05$) estão destacados em negrito	43
Tabela 08 – Idêntico à tabela 7, porém para o parâmetro Fmed.....	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

aEMG: Amplitude Média da Envoltório do EMG retificado

ANOVA: Análise de Variância

AP: Ântero-Posterior

BF: Baixa Frequência

CoP: Centro de Pressão

CoPap: Centro de Pressão ântero-posterior

CoPml: Centro de Pressão médio-lateral

CTRL: Grupo de controle (não-ginastas)

CVM: Contração Voluntária Máxima

DEP: Densidade Espectral de Potência

EACH-USP: Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo

EE: Ereter espinhal

EMG: Eletromiografia

Fmed: Frequência Mediana computada no espectro de frequência

GL: Gastrocnêmio Lateral

GM: Gastrocnêmio Medial

GYN: Grupo de Ginastas Acrobáticos

LabCAF: Laboratório de Ciências da Atividade Física

LEB: Laboratório de Engenharia Biomédica

ML: Médio Lateral

N: Newton(s)

Nm: Newton(s) metros

RA: Reto Abdominal

RMS: Root Mean Square (valor eficaz)

RMSap: Root Mean Square (valor eficaz) ântero-posterior

RMSml: Root Mean Square (valor eficaz) médio-lateral

SO: Músculo Sóleo

ST: Semitendinoso

TA: Tibial Anterior

VM: Vasto Medial

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
1.1	Estudo do Controle Postural por Manipulação de Informações Sensoriais.....	18
1.2	Influências do Treinamento Físico sobre o Controle Postural.....	19
1.3	Efeito da Fadiga Muscular Sobre o Controle Postural.....	19
1.4	Caracterização de Parâmetros Eletromiográficos na Fadiga Muscular.....	21
2	OBJETIVOS.....	23
2.1	Justificativas.....	24
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	25
3.1	Participantes.....	25
3.2	Local, Infraestrutura e Apoio Técnico Disponível.....	25
3.3	Materiais e Equipamentos.....	26
3.3.1	<i>Plataforma de Força.....</i>	<i>26</i>
3.3.2	<i>Aparato para Manipulação de Informação Tátil (Apoio do Dedo Indicador)..</i>	<i>26</i>
3.3.3	<i>Sistema de Aquisição de Sinais Eletromiográficos.....</i>	<i>27</i>
3.3.4	<i>Placa para Captação e Geração de Sinais via Software LabView.....</i>	<i>27</i>
3.4	Procedimentos.....	27
3.4.1	<i>Avaliações Posturais Pré-Fadiga.....</i>	<i>27</i>
3.4.2	<i>Protocolo de Indução de Fadiga, com flexão plantar isométrica.....</i>	<i>29</i>
3.4.3	<i>Avaliações Posturais Pós-Fadiga.....</i>	<i>29</i>
3.5	Aquisição de Sinais.....	30
3.6	Análise dos Dados e Tratamento Estatístico.....	30
3.6.1	<i>Parâmetros de Controle Postural (CoP).....</i>	<i>30</i>
3.6.2	<i>Parâmetros de EMG de Superfície nos Domínios do Tempo e da Frequência.</i>	<i>31</i>
4	RESULTADOS.....	33
4.1	Análise dos testes Posturais.....	33
4.1.1	<i>Parâmetros de Controle Postural (CoP).....</i>	<i>33</i>
4.1.2	<i>Parâmetros de EMG (aEMG e Fmed).....</i>	<i>38</i>
4.2	Análise dos sinais EMG obtidos durante o protocolo de indução da fadiga.....	42
5	DISCUSSÃO.....	46

5.1	Parâmetros de Controle Postural.....	46
5.2	Parâmetros de ativação muscular.....	48
6	CONCLUSÕES.....	54
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	55

1 INTRODUÇÃO

O controle postural é uma função complexa que envolve a manutenção da projeção vertical do centro de gravidade do corpo dentro de uma base de suporte estabelecida pelo contato (apoio) dos pés sobre o solo. Devido à variabilidade intrínseca de diversos mecanismos fisiológicos (e.g., atividade cortical e de outros centros supraespinhais, disparo de unidades motoras, contrações musculares fásicas, etc...) (WATANABE *et al.*, 2013), o ser humano, durante a postura ortostática, exibe uma oscilação postural aleatória que tem sido investigada por pesquisadores de várias áreas (BOTTARO *et al.*, 2005; DUARTE e ZATSIORSKY, 2000; KRISHNAMOORTHY, SLIJPER e LATASH, 2002; MAURER, MERGNER e PETERKA, 2005; PETERKA, 2000; ZATSIORSKY e DUARTE, 2000). Essa oscilação é controlada pelo sistema nervoso central com base em informações oriundas de entradas sensoriais dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2001). Um déficit em qualquer um desses sistemas sensoriais implica em um prejuízo no desempenho do sistema de controle postural, o que causa um aumento na amplitude das oscilações posturais e uma maior propensão a quedas.

A forma mais comumente empregada para mensurar essa oscilação postural é por meio de uma plataforma de força. Esta mede as forças e momentos em três direções ortogonais, das quais se calcula o centro de pressão (CoP), que é o ponto na superfície de apoio onde é aplicada a força resultante de reação do solo. Várias abordagens têm sido propostas para a quantificação das características do sinal aleatório associado ao CoP (DUARTE e ZATSIORSKY, 2001; MASANI *et al.*, 2003; PRIETO *et al.*, 1996; ZATSIORSKY e DUARTE, 2000) (ver Figura 1 para exemplo). A prática da Ginástica é apontada por alguns estudos (ASSEMAN, CARON e CREMIEUX, 2005; ASSEMAN, CARON e CREMIEUX, 2004; ASSEMAN, CARON e CREMIEUX, 2008; GARCIA *et al.*, 2011; GAUTIER, THOUVARECQ e LARUE, 2008; VUILLERME *et al.*, 2001; VUILLERME e NOUGIER, 2004) como um estímulo eficiente em gerar adaptações neuromusculares associadas a uma melhora no controle postural e do senso de equilíbrio, até o a concepção deste estudo nenhum outro estudo havia investigado o comportamento das oscilações posturais de atletas de ginástica acrobática frente à manipulação de informações sensoriais, como por exemplo, na presença de informações táteis adicionais. Sendo assim, uma primeira pergunta a ser respondida pelo presente estudo foi se atletas de ginástica acrobática de alto nível apresentam oscilações posturais diferentes de não ginastas. Além disso, pretende-se investigar se os atletas de ginástica acrobática utilizam de informações

sensoriais táteis (contato do dedo indicador com uma superfície externa) de forma diferente dos não ginastas quando tais informações estão disponíveis para auxiliar no controle das oscilações posturais.

Figura 01: Trechos correspondentes a 10 segundos de sinais relativos ao deslocamento do centro de pressão nos planos sagital (CoPap) e frontal (CoPml).*

Fonte: Figura adaptada de (MAGALHAES e KOHN, 2011).

*As linhas horizontais mostradas nos gráficos da direita representam o valor RMS do CoP, medida comumente utilizada para medir a amplitude das oscilações posturais.

Outro fator que pode exercer influência sobre o controle postural é a fadiga muscular. Um grande número de estudos tem mostrado que um aumento nas oscilações posturais ocorre em resposta à fadiga muscular (ver artigo de revisão em (PAILLARD, 2012)). No entanto, não há na literatura investigações acerca dos efeitos da fadiga muscular sobre controle postural atletas de ginástica acrobática. Visto que diferentes tipos de treinamento físico, especialmente aqueles que requerem ações rápidas e habilidosas envolvendo equilíbrio e orientação corporal, induzem melhoras no controle postural (geralmente medida por meio da diminuição das oscilações posturais) (BABILONI *et al.*, 2010; LEONG *et al.*, 2011; PAU, LOI e PEZZOTTA, 2012). A hipótese levantada no presente estudo foi que os atletas de ginástica acrobática apresentem, após um protocolo de indução de fadiga muscular, um aumento nas oscilações posturais menos acentuadas do que os não ginastas (i.e. um menor efeito da fadiga muscular sobre as oscilações posturais). Portanto, em associação com as primeiras investigações descritas anteriormente, o objetivo do presente estudo foi comparar, entre atletas e não atletas da ginástica acrobática, os efeitos da fadiga muscular dos flexores plantares do tornozelo sobre o controle postural, durante tarefas de postura unipodal com e sem a presença de informações táteis adicionais (i.e. com e sem contato do dedo indicador com uma superfície externa).

Além da avaliação de medidas relacionadas ao controle postural (i.e. CoP), o presente estudo propôs o uso de eletromiografia (EMG) de superfície de músculos do membro inferior

e do tronco para avaliar mais profundamente as adaptações do sistema neuromuscular em função da instalação da fadiga. Dessa forma, análises de parâmetros de EMG (tanto no domínio do tempo como no domínio da frequência) foram realizadas, tanto durante o protocolo de indução de fadiga muscular quanto durante as tarefas posturais (i.e. antes e após o protocolo de indução de fadiga).

As seções a seguir trazem o embasamento teórico detalhado dos pontos envolvidos na formulação dos objetivos desse estudo, assim como os materiais e métodos a serem empregados, os resultados esperados e um cronograma para a realização do estudo.

1.1 Estudos do Controle Postural por Manipulação de Informações Sensoriais

Diversos estudos têm sido realizados para avaliar o controle postural de sujeitos saudáveis ou com patologias, por meio da análise de parâmetros associados ao CoP, (ver Figura 1 para exemplo). Além dos estudos das oscilações posturais sem a aplicação de perturbações ao sujeito experimental, a manipulação de entradas sensoriais como visuais, auditivas, proprioceptivas ou táteis, por exemplo, tem sido empregada na exploração de como o sistema nervoso humano se comporta na tarefa de manutenção da postura ereta quieta (EASTON *et al.*, 1998; JEKA, 1997; PRIPLATA *et al.*, 2003; WIERZBICKA, GILHODES e ROLL, 1998). Por exemplo, um toque efetuado pela ponta do dedo indicador sobre uma superfície externa rígida (a força exercida é mínima, não configurando um apoio mecânico) diminui consideravelmente a oscilação postural (JEKA, 1997; JEKA e LACKNER, 1994), o que indica que as informações sensoriais adquiridas pelos receptores táteis (mudar para receptores sensoriais) da ponta do dedo (i.e. relacionadas com as forças de contato entre o dedo e a superfície de apoio) fornecem ao sistema nervoso central informações relevantes que ajudam a manter a estabilidade postural. Por outro lado, a privação de informações sensoriais relevantes (e.g. visão, propriocepção) tende a causar uma piora na estabilidade postural, como evidenciado pelo aumento das oscilações posturais quando os sujeitos são instruídos a fechar os olhos durante a manutenção da postura (HAY *et al.*, 1996) ou quando as fontes de informação proprioceptiva são perturbadas (CAPICIKOVA *et al.*, 2006). Dessa forma, condições experimentais com manipulação das aferências sensoriais (e.g., olhos abertos e fechados, base de suporte rígida/maleável, adição/remoção de informações táteis, estimulação vestibular galvânica, etc.), têm sido utilizadas para investigar como o sistema de controle postural organiza as diferentes fontes de informações sensoriais, com resultados mostrando que diferentes “pesos” podem ser atribuídos aos diferentes sistemas sensoriais (HWANG *et*

al., 2014), dependendo do tipo de tarefa postural, da idade do indivíduo, do nível de treinamento, ou em função de condições patológicas.

1.2 Influências do Treinamento Físico sobre o Controle Postural

Diferentes tipos de treinamento físico, especialmente aqueles que requerem ações rápidas e habilidosas envolvendo equilíbrio e orientação corporal, induzem melhoras no controle postural (geralmente medida através da diminuição das oscilações posturais) (BABILONI *et al.*, 2010; LEONG *et al.*, 2011; PAU *et al.*, 2012). Nesse sentido, a prática da Ginástica tem sido apontada como sendo um estímulo eficiente em gerar adaptações neuromusculares associadas a uma melhora no controle postural (ASSEMAN *et al.*, 2005; ASSEMAN *et al.*, 2004; ASSEMAN *et al.*, 2008; GARCIA *et al.*, 2011; GAUTIER *et al.*, 2008; VUILLERME *et al.*, 2001; VUILLERME e NOUGIER, 2004), o que parece resultar de uma prática intensa e regular de habilidades motoras complexas, incluindo uma alta exigência de produção e controle de torque ao redor da articulação do tornozelo. No entanto, Vuillerme *et al.* (2001) (VUILLERME *et al.*, 2001) encontraram resultados que demonstram que a oscilação postural de um grupo de ginastas e outro grupo de não ginastas (especialistas em outros esportes) tiveram um desempenho comparável. Entretanto, segundo os autores, os ginastas parecem ser menos dependentes de pistas visuais que outros desportistas para manter o equilíbrio. Esse achado foi interpretado pelos autores como a capacidade dos ginastas em alternar entre os sistemas sensoriais (i.e. do visual para outros sistemas) de maneira mais eficiente, assim como a probabilidade de maior adaptabilidade dos ginastas em comparação com os não ginastas (especialistas em outros esportes) frente a mudanças nas condições sensoriais. Até o encerramento deste estudo não se identificou estudos que investigassem o comportamento das oscilações posturais de ginastas na presença de informações táteis adicionais (de acordo com a contextualização na seção 1.1). Além disso, poucos são os estudos da literatura que tenham investigado especificamente aspectos posturais relacionados a prática da Ginástica Acrobática, que pode, pela especificidade de sua prática, proporcionar o desenvolvimento de interações entre os sistemas neurais e musculares distintos de outras modalidades como a ginástica artística, por exemplo.

Sendo assim, uma primeira pergunta a ser respondida pelo presente estudo foi se atletas da Ginástica Acrobática de alto nível apresentam oscilações posturais diferentes de não ginastas. Além disso, pretendeu-se investigar se os atletas da Ginástica Acrobática se utilizam de informações sensoriais táteis (contato do dedo indicador com uma superfície externa) de

forma diferente dos não ginastas quando tais informações estão disponíveis para auxiliar no controle das oscilações posturais.

1.3 Efeitos da Fadiga Muscular Sobre o Controle Postural

Outro fator que pode exercer influência sobre o controle postural é a fadiga muscular. Durante o exercício, a fadiga é definida como a incapacidade de manter o nível necessário de força (BOYAS e GUEVEL, 2011; ZWARTS, BLEIJENBERG e VAN ENGELEN, 2008). Um grande número de estudos tem mostrado que um aumento nas oscilações posturais ocorre em resposta à fadiga muscular, seja esta local ou “generalizada” (ver artigo de revisão em (PAILLARD, 2012)). Nesse sentido, a fadiga localizada dos músculos flexores plantares do tornozelo tem sido de especial interesse, uma vez que esses músculos exercem um papel chave na manutenção e no controle da postura (PANZER, BANDINELLI e HALLETT, 1995). Vários mecanismos podem estar associados ao aumento das oscilações posturais frente à fadiga, como alterações periféricas metabólicas, sensoriais e musculares, além de mecanismos centrais (PAILLARD, 2012).

Adaptações neuromusculares induzidas por diferentes tipos de treinamento podem alterar os mecanismos periféricos e centrais envolvidos na geração da fadiga muscular. Por exemplo, em comparação à indivíduos sedentários, sujeitos submetidos a treinamentos de resistência utilizam mais ácidos graxos livres e menos lactato durante exercícios de mesma intensidade (HURLEY *et al.*, 1986; KARLSSON e SALTIN, 1971; LUCIA *et al.*, 2000). Além disso, após protocolos de indução de fadiga, níveis mais baixos de potássio circulante foram observados em indivíduos treinados em relação aos não treinados (MCCOY e HARGREAVES, 1992), o que pode estar relacionado a uma maior atividade de bombas sódio-potássio na membrana de células musculares e neuronais em consequência do treinamento (MCKENNA *et al.*, 1996). Adicionalmente, uma melhora no desempenho do sistema vascular (e.g. aumento de vascularização capilar) como resultado de um treinamento de força pode também culminar em uma remoção mais eficiente de substratos metabólicos gerados durante o exercício (BRODAL, INGJER e HERMANSEN, 1977). Finalmente, mecanismos de plasticidade em diferentes níveis do CNS têm sido observados em função do treinamento físico (FALVO *et al.*, 2010; JUBEAU *et al.*, 2006; MAFFIULETTI *et al.*, 2006; MAZZOCCHIO *et al.*, 2006; TALLENT *et al.*, 2013). Sendo assim, pode-se esperar que indivíduos com maior nível de treinamento fossem menos influenciados pela fadiga no que se diz respeito ao prejuízo que a mesma causa no sistema de controle postural (PAU, IBBA e

ATTENE, 2014). No entanto, não há na literatura investigações acerca dos efeitos da fadiga muscular sobre controle postural de atletas da ginástica acrobática. A hipótese levantada no presente estudo foi que os atletas da ginástica acrobática apresentem, após um protocolo de indução de fadiga muscular, um aumento nas oscilações posturais menos acentuados do que os não ginastas (i.e. um menor efeito da fadiga muscular sobre as oscilações posturais). Portanto, em associação com as primeiras investigações descritas anteriormente, o objetivo do presente estudo foi comparar, entre atletas e não atletas da ginástica acrobática, os efeitos da fadiga muscular dos flexores plantares do tornozelo sobre o controle postural, durante tarefas de postura unipodal com e sem a presença de informações táteis adicionais (i.e. com e sem contato do dedo indicador com uma superfície externa).

1.4 Caracterização de Parâmetros Eletromiográficos na Fadiga Muscular

Através do uso de eletromiografia (EMG) de superfície, é possível avaliar algumas adaptações do sistema neuromuscular em função da instalação da fadiga. Estudos clássicos mostraram que, no desenvolvimento da fadiga durante contrações sustentadas máximas, há uma tendência de diminuição tanto nos níveis de torque quanto na amplitude do sinal EMG (STEPHENS e TAYLOR, 1970). Por outro lado, durante contrações com intensidades submáximas, há uma tendência de aumento na amplitude do sinal EMG, enquanto os níveis de torque permanecem relativamente constantes (LIPPOLD, REDFEARN e VUCO, 1960). A partir daí, estudos mais recentes têm utilizado parâmetros espectrais e de amplitude do sinal EMG extraídos durante contrações isométricas submáximas para distinguir o desempenho neuromuscular entre homens e mulheres (PINCIVERO *et al.*, 2003), entre indivíduos normais e acometidos por patologias (CALLAGHAN, MCCARTHY e OLDHAM, 2001; LINDEMAN *et al.*, 1999), para o auxílio no diagnóstico e prognóstico de lesões musculoesqueléticas e neuromusculares (DE LUCA, 1984) e também no estudo da fadiga muscular localizada (CONTESSA, ADAM e DE LUCA, 2009; DIDERIKSEN, FARINA e ENOKA, 2010; RAINOLDI *et al.*, 2008; SOO *et al.*, 2009). O fundamento básico que sustenta o monitoramento da fadiga muscular por meio da análise de parâmetros do sinal EMG está na relação de dependência destes parâmetros com os processos fisiológicos musculares observados durante o exercício. Sendo assim, o aumento de variáveis no domínio do tempo do sinal EMG durante contrações sustentadas tem sido atribuído a um aumento da ativação neuromuscular, promovendo um recrutamento maior de unidades motoras para compensar a saturação de fibras que já estão fadigadas, evitando a falência imediata do

sistema (DE LUCA, 1997). Já mudanças nos parâmetros no domínio da frequência (i.e., aumento nos componentes de baixa frequência e diminuição nos componentes de alta frequência (LOWERY, NOLAN e O'MALLEY, 2002; MERLETTI, LO CONTE e ORIZIO, 1991)) têm sido atribuídas a dois principais mecanismos: (1) alterações periféricas, especialmente à diminuição da velocidade de condução dos potenciais de ação das fibras musculares e; (2) alterações centrais incluindo o aumento do sincronismo no disparo das unidades motoras conjuntamente com o recrutamento de novas unidades motoras (MATHUR, ENG e MACINTYRE, 2005). No entanto, apesar do grande número de estudos relacionado a este tópico, ainda não está claro quais são os mecanismos neuromusculares específicos associados às mudanças nos parâmetros temporais e espectrais do sinal EMG em função do desenvolvimento da fadiga muscular (PATIKAS, BASSA e KOTZAMANIDIS, 2006). Além disso, não se encontrou na atual literatura estudos que tenham abordado possíveis efeitos de adaptações neuromusculares recorrentes do treinamento de ginástica acrobática sobre o comportamento de variáveis eletromiográficas em função da fadiga muscular.

2 OBJETIVOS

Do que foi exposto nas seções anteriores podemos destacar duas perguntas gerais:

I. Quais os efeitos da fadiga muscular dos flexores plantares do tornozelo durante a postura unipodal de ginastas acrobáticos de alto nível de *performance*, com e sem informação sensorial tátil adicional, no controle e estabilização da postura corporal, comparados a não ginastas?

II. Existem diferenças nos parâmetros de ativação muscular durante a manutenção da postura corporal, com e sem informações sensoriais táteis do dedo indicador, entre ginastas acrobáticos e não ginastas?

Que se justificam pelos seguintes objetivos gerais:

- Comparar, entre ginastas e não ginastas acrobáticos, os efeitos da fadiga muscular dos flexores plantares do tornozelo sobre o controle postural unipodal, durante a tarefa de equilíbrio realizada com e sem a presença de informações táteis adicionais.
- Investigar o efeito da prática da Ginástica Acrobática sobre as medidas de EMG de superfície de músculos do membro inferior e do tronco. Mais especificamente, parâmetros do domínio do tempo e no domínio da frequência, assim como análises de coerência intermuscular, serão avaliados tanto durante um protocolo de fadiga muscular durante a postura unipodal pré e pós-fadiga e em diferentes condições sensoriais.

No entanto, diversas perguntas específicas foram explicitadas conforme fora se desenvolvendo o embasamento teórico, são elas:

- Durante o controle da postura unipodal, os ginastas da Ginástica Acrobática apresentam parâmetros de oscilações posturais diferentes de não ginastas?
- Quais os efeitos de um toque suave aplicado pela ponta do dedo indicador sobre o controle postural unipodal de ginastas da Ginástica Acrobática? O efeito esperado (i.e. estabilização postural) foi mais acentuado em ginastas da Ginástica Acrobática em comparação a não ginastas?

Hipótese: Eventuais efeitos diferenciais indicariam que os ginastas da Ginástica Acrobática utilizam uma estratégia de integração das informações sensoriais distinta da estratégia utilizada por não ginastas.

- Quais os efeitos da fadiga muscular dos flexores plantares de tornozelo sobre o controle postural (i.e. parâmetros associados ao CoP) de ginastas da Ginástica Acrobática? Esses efeitos foram diferente do observado em não ginastas?

Hipótese: Indivíduos com maior nível de treinamento (ginastas) sejam menos influenciados pela fadiga no que se diz respeito ao prejuízo que a mesma causa no sistema de controle postural.

- Em relação aos parâmetros de controle postural, como se deu a interação entre o efeito da fadiga dos músculos flexores plantares do tornozelo e a utilização de informações táteis adicionais? Essa interação foi diferente entre ginastas e não ginastas da Ginástica Acrobática?

Hipótese: Esse ponto de investigação pode fornecer informações interessantes acerca de uma eventual dependência do efeito da fadiga muscular em função da condição sensorial específica da tarefa postural.

- Qual foi o efeito da fadiga muscular dos flexores plantares do tornozelo sobre os parâmetros de EMG de superfície (obtidos tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência) durante o controle postural unipodal. Existe um efeito diferencial entre ginastas e não ginastas da Ginástica Acrobática?

- Qual foi o comportamento da atividade muscular (i.e. parâmetros de EMG de superfície obtidos tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência) dos flexores plantares do tornozelo durante um protocolo de indução de fadiga nos mesmos músculos? Tal comportamento foi diferente em ginastas da Ginástica Acrobática quando comparados a não ginastas?

- Existe uma interação entre os efeitos destacados nos dois itens anteriores em função da condição sensorial na qual a tarefa de postura unipodal é realizada (i.e. com e sem contato do dedo indicador com uma superfície externa)?

2.1 Justificativas

Além de promover um melhor entendimento da neurofisiologia do controle neuromuscular, os resultados obtidos podem indicar o potencial de diferentes estratégias de treinamento físico e de reabilitação no sentido de melhorar o controle postural de pessoas com diferentes acometimentos sensório-motores, assim como atenuar o prejuízo do equilíbrio em decorrência da instalação de fadiga muscular em atletas de diferentes modalidades. Dessa forma, os resultados podem fornecer a base para potenciais aplicações no sentido de reduzir o risco de quedas associadas a diversos déficits sensório-motores e à instalação da fadiga muscular.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Participantes

Vinte e oito voluntários do sexo feminino, com idades entre 11 e 26 anos, leram e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Dois grupos foram formados: ginastas da Ginástica Acrobática (GYN, n=14) e não ginastas (controle (CTRL), n=14). Os indivíduos do grupo GYN, eram ginastas ativos da Ginástica Acrobática e atletas com participação em campeonatos Estaduais, Brasileiros ou superior (i.e Panamericano e Mundial). Os atletas foram selecionados a partir dos contatos pessoais do autor, pois o mesmo fez parte da comissão técnica da seleção brasileira da modalidade em 2014, tendo contato constante com outros ginastas. O autor também atua como professor e técnico em um ginásio de Ginástica Artística. O grupo CTRL foi composto de participantes com sexo e idade pareados aos dos participantes do grupo GYN.

Como critério de seleção, foi necessário que o indivíduo não apresentasse antecedentes prévios ou história atual de patologias neurológicas ou deformidades articulares.

O estudo passou pela avaliação e aprovação de um Comitê de Ética, antes que se iniciasse o período de coleta de dados.

3.2 Local, Infraestrutura e Apoio Técnico Disponível

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB), que fica localizado na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. O orientador possui vínculo de colaboração consolidado com esse laboratório. Onde realizou seu doutoramento assim como seu estágio de pós-doutoramento, sob a supervisão do Prof. André Fabio Kohn, professor titular da EPUSP e coordenador do laboratório. Portanto, ciente da proposta sendo apresentada nesse plano de pesquisa.

No LEB, existem atualmente equipamentos apropriados para a realização dos experimentos propostos, os quais serão descritos nas sessões seguintes. Alternativamente, parte dos experimentos poderia ser conduzida na Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo (EACH-USP). A EACH-USP abriga o Laboratório de Ciências da Atividade Física (LabCAF), atualmente coordenado pelo orientador proponente do presente estudo. A infraestrutura e materiais necessários para a realização de parte dos experimentos no LabCAF foi condicionada à aprovação de verba de pesquisa solicitada pelo orientador.

Porém ressalta-se que todos os experimentos propostos foram realizados com a infraestrutura disponível no LEB, o que garantiu o desenvolvimento dos mesmos em tempo hábil, como descrito no cronograma.

3.3 Materiais e Equipamentos

Foram utilizados equipamentos específicos, capazes de auxiliar e fornecer dados com uma precisão adequada. Possibilitando a confiabilidade e a reprodutividade desse experimento. As subseções a seguir discorrerão sobre as características de cada um.

3.3.1 Plataforma de Força

Uma plataforma de força da marca AMTI (OR-7), .vgafixada ao solo do LEB, envolvido por um piso elevado, de forma a não haver qualquer desnível entre o piso e a plataforma. A plataforma de força fornece informações de 3 forças e 3 momentos nos eixos X, Y, e Z, totalizando assim 6 canais de aquisição. Os sinais da plataforma foram amplificados e filtrados (passa-baixas de 1 kHz) localmente antes de serem disponibilizados para aquisição. O sistema da plataforma possui um canal de *trigger*, permitindo assim adequada sincronização entre os dados da plataforma e outros sistemas de aquisição.

3.3.2 Aparato para Manipulação de Informação Tátil (*Apoio do Dedo Indicador*)

Os sujeitos, em determinada condição experimental (i.e. com informação tátil adicional), colocaram a ponta do dedo indicador da mão dominante apoiada sobre uma superfície rígida, que estava posicionada à frente deles, sobre um tripé de câmera filmadora com altura ajustável (ver Figura 2). A superfície de apoio foi posicionada sobre um medidor de força (*Transtec* NA310, Brasil), para que a força de contato do dedo com a superfície de apoio fosse monitorada. Um programa escrito em ambiente LabView e atuando juntamente com uma placa da *National Instruments* (ver item 3.3.6) fez a aquisição “*online*” dos sinais da força vertical aplicada pela ponta do dedo e, nos casos em que a força ultrapassava 1 N, soava um aviso para que o sujeito diminuísse a força de contato. Esse procedimento foi necessário para evitar a caracterização de um apoio mecânico do sujeito (i.e. os efeitos sobre o controle postural devem ser apenas resultado de informações sensoriais adicionais). Usou-se uma fita

adesiva dupla-face para garantir a aderência da polpa do dedo com a base de apoio, prevenindo uma possível mudança no posicionamento do dedo durante o processo de coleta.

3.3.3 Sistema de Aquisição de Sinais Eletromiográficos

O equipamento para a obtenção dos eletromiogramas (EMG) foi da marca Nihon, modelo MEB 4200, em uso no LEB. Este equipamento possui 16 canais de aquisição e é reconhecidamente um dos melhores eletromiógrafos do mercado. Ressalta-se que a obtenção de sinais de EMG de alta qualidade será necessária no presente estudo, visto que o mesmo propõe análises no domínio da frequência e de coerência intermuscular, as quais seriam altamente prejudicadas caso sinais não apropriados (e.g. com a presença de ruído proveniente de rede elétrica ou afetados por artefatos de movimento, etc.) fossem obtidos.

3.3.4 Placa para Captação e Geração de Sinais via Software LabView

Um sistema multifuncional da *National Instruments (NI USB-6259 BNC)* foi utilizado. Esse sistema, além de possuir 16 canais de entradas analógicas (i.e. para aquisição de sinais) é equipado com 4 saídas analógicas com taxa de até 2,86 M amostras/s, permitindo assim a geração de pulsos de sincronismo com resolução adequadas (utilizados como *trigger* para sincronização entre os sinais de EMG, da plataforma de força e do transdutor de força). Dessa forma, o sistema em questão foi utilizado tanto para aquisição quanto para o sincronismo dos sinais, atuando também como interface para a programação do Software em LabView que forneceu *feedback* visual da força exercida pelos sujeitos durante o protocolo de indução de fadiga nos músculos flexores plantares (ver item 3.4.3), além de garantir que as forças de contato do dedo não ultrapassassem o valor de 1 N (ver item 3.3.4).

3.4 Procedimentos

3.4.1 Avaliações Posturais Pré-Fadiga

Inicialmente, realizaram-se as avaliações posturais pré-fadiga. Os sujeitos foram instruídos a permanecer sobre a plataforma de força, o mais quietos possível, em apoio unipodal (i.e. com apenas o pé dominante tocando o solo), como representado na Figura 2. A tarefa postural em apoio unipodal foi escolhida por ser uma postura comumente adotada na

prática da Ginástica Acrobática (e.g. durante posturas presentes no código de pontuação pertinente à realização de arbitragem em competições). Duas condições experimentais foram testadas: com e sem o contato do dedo indicador com uma superfície externa estável (com rigoroso controle da força vertical aplicada pelo apoio do dedo, como descrito no item 3.3.4). Cada sujeito realizou 5 repetições para cada condição experimental, sendo que cada repetição consistiu em permanecer durante 60 s na tarefa postural em apoio unipodal. As condições experimentais foram apresentadas em ordem aleatória.

Figura 02: Esquema do arranjo experimental utilizado nas avaliações posturais, com o sujeito posicionado sobre a plataforma de força em apoio unipodal, com o dedo indicador direito tocando a superfície de contato sobre o tripé.*

Fonte: Figura adaptada de (MAGALHAES e KOHN, 2011)

*Durante ambas as condições experimentais (com ou sem o toque sobre a superfície de contato) Pode-se observar exemplos de sinais adquiridos pelo transdutor de força (indicando a força de apoio aplicada pelo dedo) e pela plataforma de força (estatocinesiógrama com os sinais do CoP). Eletrodos de EMG não estão representados nessa figura.

Durante os testes posturais, assim como durante todo o protocolo experimental, sinais de EMG de superfície foram captados nos músculos sóleo (SO), gastrocnêmio lateral (GL), gastrocnêmio medial (GM) e tibial anterior (TA) da perna dominante, vasto medial (VM) e semitendinoso (ST) da coxa dominante, assim como nos músculos eretor espinhal (EE) e reto abdominal (RA) do tronco. Para tanto, os eletrodos de superfície bipolares (com distância de 1cm entre os contatos) foram posicionados sobre o ventre muscular, de acordo com as recomendações SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000). Os sinais de EMG foram pré-amplificados e filtrados com frequências de corte de 20 e 500 Hz. Antes do posicionamento dos eletrodos, realizou-se adequada preparação da pele, incluindo tricotomia, abrasamento e limpeza com álcool.

3.4.2 Protocolo de Indução de Fadiga, com flexão plantar isométrica.

Foi dado então início ao protocolo de indução da fadiga nos músculos flexores plantares da perna dominante, através de tarefa de contração isométrica, buscando a máxima *performance* possível (i.e. até a falência muscular). Para tanto, foi assumido pelo participante da experiência uma postura unipodal concomitante a uma flexão plantar do tornozelo, buscando deixar o calcanhar elevado e sem contato com o chão, pelo máximo período de tempo que o participante fosse capaz. Para tanto, orientações prévias, correções e estímulos verbais foram utilizados pelos avaliadores (que possuem treinamento prévio para a administração desse protocolo) com o intuito de provocar o máximo de fadiga da musculatura em questão. O protocolo foi finalizado no momento em que o participante não conseguia mais manter-se na posição estipulada e com o calcanhar fora do chão. Durante o protocolo de fadiga captou-se sinais EMG, com o objetivo de comparar o tempo até a exaustão (i.e. o tempo que os sujeitos levarem até não conseguirem mais executar a tarefa do protocolo de indução de fadiga) que foi utilizado como uma variável adicional de interesse, assim como a variabilidade da força exercida durante o protocolo de indução de fadiga.. A efetividade do protocolo de indução da fadiga foi avaliada através de comparações subsequentes dos sinais de EMG, onde se pretendeu encontrar o aumento de variáveis no domínio do tempo do sinal EMG durante contrações sustentadas (DE LUCA, 1997). E alterações nos parâmetros no domínio da frequência (i.e. aumento nos componentes de baixa frequência e diminuição nos componentes de alta frequência (LOWERY *et al.*, 2002; MERLETTI *et al.*, 1991). Fazendo que os participantes do experimento apresentem diminuição na força após a indução da fadiga (PAILLARD, 2012).

3.4.3 Avaliações Posturais Pós-Fadiga

Finalmente, foram realizadas avaliações posturais pós-fadiga, idênticas àquelas descritas inicialmente (sobre a plataforma de força, ver item 3.4.1). No entanto, como vem sendo reportado um efeito transitório (i.e. com duração de apenas alguns minutos) de protocolos de indução de fadiga sobre o controle postural (PAILLARD, 2012). Para a manutenção da fadiga em todas as repetições, realizou-se o protocolo de indução à fadiga, até a exaustão, antes de cada repetição para garantir a permanência dos efeitos da fadiga (PAILLARD, 2012).

3.5 Aquisição de Sinais

Os sinais de EMG, dos transdutores de força e da plataforma de força foram convertidos pelo sistema de aquisição de sinais da *National Instruments (NI USB-6259 BNC)* (ver item 3.3.6). A taxa de amostragem foi de, no mínimo 1 kHz. Os sinais adquiridos foram analisados posteriormente por meio de rotinas escritas em ambiente *MATLAB (Mathworks Inc.)*.

3.6 Análise dos Dados e Tratamento Estatístico

3.6.1 Parâmetros de Controle Postural (CoP)

Para o cálculo do CoP nas direções antero-posterior (CoP_{AP}) e médio-lateral (CoP_{ML}), uma rotina escrita em ambiente Matlab (Mathworks, Inc) realizou-se a calibração e conversão dos sinais adquiridos pela plataforma de força (durante as avaliações posturais pré e pós-fadiga) em unidades de força (Newton) e momento (Newton*metro). Feito isso, filtrou-se os sinais a uma frequência de corte de 8 Hz (filtro digital passa baixa tipo Butterworth de 4ª ordem), sendo possível então o cálculo do CoP nas duas direções (i.e, AP e ML) do seguinte modo:

$$\text{CoP}_{AP} = (-h * F_X - M_Y) / F_Z; \quad (2)$$

$$\text{CoP}_{ML} = (-h * F_Y + M_X) / F_Z; \quad (3)$$

Onde **h** é a altura da base de apoio acima da plataforma de força, e **F_x**, **F_y**, **M_x**, **M_y** são, respectivamente as forças (em Newtons) e os momentos (em Newtons*metros) nas direções AP e ML; e **F_z** a força na direção vertical.

Feito isso, os primeiros 10s de cada repetição de avaliação postural foram descartados (considerados como um período de adaptação). Para os 50s de sinais a serem analisados, o “offset” dos dados do CoP foi removido usando-se a função “*detrend*” do Matlab. Finalmente os parâmetros de interesse do sinal do CoP foram obtidos, tais como: 1) a área do estatocinesiógrama (Área), calculada a partir da obtenção de uma elipse englobando 95% dos dados do CoP, utilizando método proposto por Oliveira e colaboradores (1996) (1996); 2) a velocidade média do CoP (VM), calculada dividindo-se o deslocamento total do CoP (em mm) pelo tempo total (em s), tanto na direção AP quanto ML; e 3) o valor eficaz (RMS), equivalente ao desvio padrão do deslocamento do CoP, também calculado tanto para a direção AP quanto ML.

Além dos parâmetros tradicionais do CoP descritos no parágrafo anterior, parâmetros no domínio da frequência, obtidos através da densidade espectral de potência dos sinais do CoP também foram utilizados (MAGALHAES e KOHN, 2014; MAGALHAES e KOHN, 2011). Para tanto, a densidade espectral de potência (DEP) dos sinais do COP (tanto na direção AP quanto ML) foi calculada para cada repetição experimental de cada um dos 28 sujeitos. Foi utilizado o método do periodograma de Welch com em uma resolução final de 0.05 Hz. A área abaixo da DEP foi então calculada para cada repetição experimental nas seguintes faixas de frequência: “baixa frequência” (LF, de 0.05 a 0.5 Hz), ‘e “alta’ frequência’ (HF, de 0.55 a 2.0 Hz).

As variáveis relacionadas ao CoP foram calculadas para cada repetição, e a média das 5 repetições para cada uma das 4 condições experimentais foi calculada para cada sujeito.

Após a aplicação de um teste estatístico para verificar a normalidade dos dados (por exemplo, pelo método de Kolmogorov e Smirnov), uma Análise de Variância (ANOVA) de três vias [(atletas e não atletas de ginástica acrobática) *vs* (pré e pós-fadiga) *vs* (com e sem informação tátil)], com medidas repetidas nos dois últimos fatores, foi utilizada para avaliar as diferenças entre as condições experimentais para cada parâmetro extraído dos sinais do CoP, assim como possíveis interações entre os fatores.

3.6.2 Parâmetros de EMG de Superfície nos Domínios do Tempo e da Frequência

Os sinais de EMG coletados durante o experimento foram processados por meio de algoritmos desenvolvidos em ambiente MatLab. Para obtenção dos parâmetros de EMG durante as avaliações posturais Pré e Pós-Fadiga, os sinais brutos de EMG inicialmente passaram por um filtro digital passa-banda tipo Butterworth de 4ª ordem (com frequências de corte em 20 e 500 Hz). Foi então calculados os parâmetros no domínio do tempo (amplitude do EMG, aEMG) e da frequência (frequência mediana, Fmed), sendo aEMG definida como a amplitude média da envoltória do EMG retificado e Fmed definida como a frequência mediana computada no espectro de frequência (por meio da Transformada Discreta de Fourier). Os valores de aEMG foram normalizados pela aEMG obtida durante os teste inicial de CVM.

Para obtenção dos parâmetros de EMG durante o Protocolo de Indução de Fadiga, os valores de aEMG e Fmed foram computados em 3 diferentes momentos: 1) durante os 10 segundos iniciais, 2) durante os 10 segundos centrais, e 3) durante os 10 segundos finais de cada teste realizado até a exaustão.

A fim de investigar se os parâmetros de EMG se diferem entre os indivíduos praticantes e não praticantes de Ginástica Acrobática e entre as tarefas posturais pré- e pós-fadiga, uma ANOVA de três vias será utilizada para comparar os parâmetros de aEMG e Fmed entre os grupos (GYN *vs* CTRL), entre as diferentes condições sensoriais (com *vs* sem a presença de informações táteis adicionais) e entre os diferentes momentos das avaliações posturais (pré- *vs* pós-fadiga), com estes dois últimos fatores sendo considerados como medidas repetidas. Eventuais interações entre os fatores podem ser obtidas pelo mesmo teste.

A fim de investigar se os parâmetros de EMG obtidos durante o Protocolo de Indução de Fadiga diferem entre os indivíduos praticantes e não praticantes de Ginástica Acrobática e entre os três diferentes momentos (inicial, central e final) dos testes de exaustão, uma ANOVA de duas vias será utilizada para comparar os parâmetros de aEMG e Fmed entre os grupos e entre os diferentes momentos do Protocolo de Indução da Fadiga (inicial, central e final), com este último fator sendo considerado como medidas repetidas. Eventuais interações entre os fatores podem ser obtidas pelo mesmo teste.

4 RESULTADOS

4.1 Análise dos testes Posturais

4.1.1 Parâmetros de Controle Postural (CoP)

A Figura 3 abaixo mostra exemplos da trajetória do CoP de um sujeito do grupo GYN, ilustrando as diferenças encontradas entre as condições com e sem fadiga, ou seja, antes e após a realização do protocolo de indução de fadiga nos músculos flexores plantares (condições representadas nas diferentes linhas), assim como entre as condições com toque e sem toque (condições representadas nas diferentes colunas). Já na Figura 4, podemos observar traçados médios dos espectros de potência (i.e. média da densidade espectral de potência calculada a partir de conjunto de sujeitos, tanto para o grupo CTRL quanto para o grupo GYN) dos sinais do CoP nas diferentes condições.

Figura 03: Dados representativos de um sujeito (do grupo GYN), mostrando estabilogramas referentes à trajetória do centro de pressão (CoP), tanto para a condição sem fadiga (primeira linha), quanto para a condição com fadiga (segunda linha), assim como para a condição sem toque (primeira coluna) e com toque (segunda coluna).*

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Os estabilogramas estão na mesma escala de amplitude, sendo o deslocamento médio lateral representado na horizontal e o deslocamento ântero-posterior representado na vertical.

É possível observar na Figura 3 que o voluntário do grupo GYN apresentou, nessas tentativas, menor amplitude de oscilação postural na condição com toque se comparada à condição sem toque, independentemente da condição de fadiga. Além disso, esse voluntário apresentou a amplitude de sua oscilação postural aumentada na condição com fadiga em comparação à condição sem fadiga, independentemente da condição do toque. Essas observações individuais são consistentes com os resultados observados para os grupos de sujeitos (i.e. em relação às médias dos parâmetros de oscilação postural provenientes dos sinais do CoP entre os diferentes grupos e condições), como veremos a seguir. Já em relação aos espectros de potência (Fig 4), é possível observar (para uma faixa de 0 até 1,5 Hz) uma tendência dos traçados da densidade espectral de potência (DEP) apresentarem maiores valores para os condições “com fadiga e sem toque”, e menores valores para as condições “sem fadiga e com toque”, sendo as condições “ com fadiga e com toque” e “sem fadiga e sem toque” apresentando valores intermediários de potência.

Figura 04: Traçados médios (n=14 para grupo controle, CTRL, e n=14 para grupo da ginástica acrobática, GYN) da Densidade Espectral de Potência (DEP) obtidas a partir dos sinais do CoP, tanto para a direção ântero-posterior (CoPap, painéis superiores) quanto para a direção médio-lateral (CoPml, painéis inferiores).*

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Dados dos grupos CTRL e GYN estão representados à esquerda e à direita, respectivamente. As condições experimentais estão representadas com diferentes cores, conforme indicado.

As tabelas 1 e 2 mostram os valores de F, P, e η^2_p obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros provenientes da análise do CoP, sendo os resultados dos efeitos principais e os resultados das interações mostrados respectivamente na tabela 1 e na tabela 2. Os valores de P significantes ($<0,05$) estão destacados em negrito. As Figuras 5 e 6 mostram os valores médios dos parâmetros do CoP (Figura 5 para os parâmetros no domínio do tempo e figura 6 para os parâmetros no domínio da frequência) para os grupos CTRL e GYN, tanto para a condição sem fadiga quanto para a condição com fadiga dos músculos flexores plantares, assim como para as condições com e sem o toque efetuado pela ponta dos dedos.

Tabela 1: Resultados dos efeitos principais obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros provenientes da análise do CoP.*

Medida do CoP	Efeitos Principais								
	Fadiga			Toque			Grupo		
	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p
Area	75,233	<0,001	,743	15,044	0,001	0,367	0,626	0,436	0,024
RMSap	30,525	<0,001	,540	2,439	,130	,086	,001	0,979	,000
RMSml	217,656	<0,001	,893	22,453	<0,001	,463	1,105	0,303	,041
VMap	86,063	<0,001	,768	2,374	,135	,084	,397	0,534	,015
VMml	101,225	<0,001	,796	17,402	<0,001	,401	,005	0,945	0,000
LFap	16,372	<0,001	,386	5,167	0,032	,166	,021	,886	,001
LFml	71,640	<0,001	,734	24,062	<0,001	,481	2,275	,144	,080
HFap	28,300	<0,001	,521	,018	,895	,001	,924	,345	,034
HFml	44,606	<0,001	,632	9,660	0,005	,271	,650	,427	,024

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Valores de P significantes ($P < 0,05$) estão destacados em negrito.

Tabela 2: Resultados dos testes de interações obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros provenientes da análise do CoP. *

Medida do CoP	Interações											
	Fadiga vs Grupo			Toque vs Grupo			Fadiga vs Toque			Fadiga vs Toque vs Grupo		
	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p
Area	,691	,413	,026	1,262	,272	,046	,116	,736	,004	,389	,538	,015
RMSap	,507	,483	,019	2,314	,140	,082	,175	,679	,007	,246	,624	,009
RMSml	,310	,583	,012	1,338	,258	,049	,062	,805	,002	,012	,915	,000
VMap	,000	,991	,000	,227	,638	,009	,052	,821	,002	2,005	,169	,072
VMml	1,039	,317	,038	,613	,441	,023	11,464	0,002	,306	10,892	0,003	,295
LFap	,220	,643	,008	2,688	,113	,094	,046	,832	,002	,035	,854	,001
LFml	1,511	,230	,055	3,896	,059	,130	,128	,723	,005	,162	,691	,006
HFap	,342	,564	,013	,024	,877	,001	1,640	,212	,059	,651	,427	,024
HFml	,634	,433	,024	,037	,849	,001	8,132	,008	,238	6,139	,020	,191

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Valores de P significantes ($P < 0,05$) estão destacados em negrito.

Para todas as medidas do CoP, foi observado um efeito significativo do fator “fadiga”, indicando que os testes posturais realizados após o protocolo de indução da fadiga foram associados a maiores valores desses parâmetros, ou seja, a fadiga causou um aumento das oscilações posturais, independentemente da condição do toque ou do grupo experimental

(GYN ou CTRL). Vale ressaltar que tal efeito da fadiga foi associado a valores substanciais de η^2_p (variando de 0,386 para LFap até 0,893 para RMSml), o que indica uma forte magnitude do efeito.

Com exceção dos parâmetros RMSap, VMap e HFap, foi também observado um efeito significativo do fator “toque ” para as demais medidas do CoP, indicando que, nesses casos, os testes posturais realizados na condição em que os participantes realizavam o toque com a ponta do dedo sobre a superfície estacionária foram associados a menores valores desses parâmetros, ou seja, o toque causou uma redução das oscilações posturais, independentemente da condição de fadiga ou do grupo experimental (GYN ou CTRL). Vale observar que, de forma geral, os parâmetros com efeito significativo do fator “toque” estão associados a oscilações posturais na direção médio-lateral, enquanto que as variáveis que não mostraram efeito significativo do toque estão associadas a oscilações na direção ântero-posterior. Em outras palavras, esses resultados indicam que o toque gerou uma redução das oscilações posturais principalmente no que se diz respeito às oscilações na direção médio-lateral.

Figura 05: Média dos parâmetros provenientes do sinal do CoP em uma análise no domínio do tempo (RMSap, RMSml, VMap, VMml e Área) calculados para o grupo CTRL e para o grupo GYN, conforme indicado.*

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Os círculos e quadrados indicam as condições com toque e sem toque, respectivamente. As condições sem fadiga e com fadiga estão indicadas nas abscissas por SF e CF, respectivamente. * indicam efeito estatisticamente significativo do fator fadiga ($p < 0,05$), enquanto # indicam efeito estatisticamente significativo do fator “toque”.

Não foi observado um efeito significativo do fator “grupo” para nenhum parâmetro do CoP analisado nesse estudo. No entanto, para os parâmetros VMml e HFml, foi identificada uma interação significativa entre os fatores “fadiga e toque” e “fadiga, toque e grupo”. Esses resultados apontam para um efeito de interdependência desses fatores especificamente para um determinado grupo experimental. Em outras palavras, observa-se um efeito diferencial da fadiga em função da condição do toque e do grupo experimental, ou seja, um efeito da fadiga/toque que depende da condição do toque/fadiga assim como do grupo experimental (GYN ou CTRL). Nesse caso, comparações pareadas (testes-t com correção de Bonferroni) mostraram que, para o grupo CTRL, houve um efeito mais pronunciado da fadiga na condição “sem toque” em comparação à condição “com toque”. Para os demais parâmetros do CoP, não foram observadas interações significativas entre as condições experimentais e os grupos.

Figura 06: Média dos parâmetros provenientes do sinal do CoP em uma análise no domínio da frequência (LFap, LFml, HFap, HFml) calculados para o grupo CTRL e para o grupo GYN, conforme indicado.*

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Os círculos e quadrados indicam as condições com toque e sem toque, respectivamente. As condições sem fadiga e com fadiga estão indicadas nas abscissas por SF e CF, respectivamente. * indicam efeito estatisticamente significativo do fator fadiga ($p < 0,05$), enquanto # indicam efeito estatisticamente significativo do fator “toque”.

4.1.2 Parâmetros de EMG (aEMG e Fmed)

A Figura 7 mostra um exemplo de sinal EMG (já filtrado de acordo com os procedimentos descritos acima) do músculo SO coletado durante um protocolo de indução de fadiga em um participante do grupo GYN, seguido do sinal EMG do mesmo músculo durante os 60s da tarefa subsequente em postura quieta unipodal, como indicado na figura. Podemos observar um aumento gradativo nos valores de aEMG durante o protocolo de indução da fadiga, concomitante a uma redução gradativa nos valores de Fmed (indicando um deslocamento do espectro de potência para região de frequências mais baixas).

As tabelas 3 e 4 mostram os valores de F, P, e η^2_p obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros provenientes da análise do EMG no domínio do tempo (valores de aEMG), sendo os resultados dos efeitos principais e os resultados das interações mostrados respectivamente na tabela 3 e na tabela 4. Os valores de P significantes ($<0,05$) estão destacados em negrito. As tabelas 5 e 6 seguem a mesma estratégia, porém associadas aos parâmetros provenientes da análise do EMG no domínio da frequência (valores de Fmed).

Figura 07: Exemplo de um sinal EMG do músculo SO (filtrado e não retificado) obtido em um dos experimentos com um atleta da ginástica acrobática.*

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Como indicado na figura, podemos observar um período inicial relativo ao protocolo de indução de fadiga, seguido de um período correspondente ao teste em postura unipodal (na condição pós-fadiga). Durante o protocolo de fadiga, notamos valores de aEMG e Fmed gradativamente crescendo e decrescendo, respectivamente.

Tabela 3: Resultados dos efeitos principais obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros de aEMG.*

aEMG	Efeitos Principais								
	Fadiga			Toque			Grupo		
	$F_{(1,26)}$	P	η^2_p	$F_{(1,26)}$	P	η^2_p	$F_{(1,26)}$	P	η^2_p
SOL	1,861	,184	,067	20,811	<0,001	,445	1,497	,232	,054
GM	,893	,353	,033	,092	,763	,004	3,102	,090	,107
GL	,085	,773	,003	16,825	<0,001	,393	3,313	,080	,113
TA	32,525	<0,001	,556	,785	,384	,029	8,204	,008	,240
VL	1,201	,283	,044	1,396	,248	,051	,004	,950	,000
BF	,168	,685	,006	6,693	,016	,205	2,487	,127	,087
RA	1,753	,197	,063	,049	,827	,002	,241	,627	,009
ES	2,004	,169	,072	,002	,967	,000	,507	,483	,019

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Valores de P significativos ($P < 0,05$) estão destacados em negrito.

Tabela 4: Resultados dos testes de interações obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros de aEMG.*

aEMG	Interações											
	Fadiga vs Grupo			Toque vs Grupo			Fadiga vs Toque			Fadiga vs Toque vs Grupo		
	$F_{(1,26)}$	P	η^2_p	$F_{(1,26)}$	P	η^2_p	$F_{(1,26)}$	P	η^2_p	$F_{(1,26)}$	P	η^2_p
SOL	,171	,683	,007	3,879	,060	,130	6,842	,015	,208	,314	,580	,012
GM	,009	,926	,000	,089	,767	,003	3,625	,068	,122	,463	,502	,017
GL	,412	,526	,016	,216	,646	,008	2,113	,158	,075	,746	,396	,028
TA	11,333	,002	,304	,011	,919	,000	,402	,532	,015	,010	,923	,000
VL	1,766	,195	,064	,257	,617	,010	4,031	,055	,134	1,417	,245	,052
BF	,835	,369	,031	1,699	,204	,061	,514	,480	,019	,418	,523	,016
RA	2,531	,124	,089	2,537	,123	,089	3,194	,086	,109	,575	,455	,022
ES	2,221	,148	,079	,260	,615	,010	,442	,512	,017	,053	,819	,002

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Valores de P significativos ($P < 0,05$) estão destacados em negrito.

As Figuras 8 e 9 mostram os valores médios dos parâmetros de aEMG e Fmed (Figura 8 para aEMG e figura 9 para Fmed) para os grupos CTRL e GYN, tanto para a condição sem fadiga quanto para a condição com fadiga dos músculos flexores plantares, assim como para as condição com e sem o toque efetuado pela ponta dos dedos. Em relação a aEMG, foi observado um efeito significativo do fator “fadiga” apenas nos músculo TA, concomitante a um efeito significativo do fator “grupo” e uma interação significativa entre os fatores grupo e fadiga. Comparações pareadas (testes-t com correção de Bonferroni) mostraram que, em comparação aos testes basais (antes da fadiga), houve uma maior ativação do músculo TA

durante os testes posturais realizados após o protocolo de indução da fadiga apenas para o grupo CTRL (sem diferenças significativas no grupo GYN).

Ainda em relação à magnitude de ativação muscular, aEMG, foram observados efeitos significantes do fator “toque” para os músculos SOL, GL e BF, indicando que, para esses músculos, houve uma menor ativação durante os testes posturais realizados na condição em que os participantes realizavam o toque com a ponta do dedo sobre a superfície estacionária em comparação à condição sem toque, independentemente da condição de fadiga ou do grupo experimental (GYN ou CTRL). Para os demais músculos analisados, não foram observados efeitos principais nem interações significativas entre as condições experimentais e os grupos no que tange o parâmetro aEMG.

Figura 08: Média das magnitudes de ativação muscular (aEMG, expressas em %CVM) calculadas para o grupo CTRL e para o grupo GYN, conforme indicado.*

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Os círculos e quadrados indicam as condições com toque e sem toque, respectivamente. As condições sem fadiga e com fadiga estão indicadas nas abscissas por SF e CF, respectivamente. * indicam efeito estatisticamente significativo do fator fadiga ($p < 0,05$). # indicam efeito estatisticamente significativo do fator “toque”. & indica efeito estatisticamente significativo para o fator “grupo”.

Tabela 5: Resultados dos efeitos principais obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros de Fmed.*

Fmed	Efeitos Principais								
	Fadiga			Toque			Grupo		
	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p
SOL	3,206	,085	,110	,031	,861	,001	5,485	,027	,174
GM	17,657	<0,001	,404	5,047	,033	,163	1,150	,294	,042
GL	5,209	,031	,167	12,917	,001	,332	,099	,756	,004
TA	,001	,975	,000	5,096	,033	,164	3,568	,070	,121
VL	1,655	,210	,060	31,644	<0,001	,549	,012	,913	,000
BF	3,330	,080	,114	6,555	,017	,201	12,243	,002	,320
RA	,014	,907	,001	22,677	<0,001	,466	,955	,338	,035
ES	1,224	,279	,045	40,578	<0,001	,609	3,164	,087	,108

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Valores de P significativos (P < 0,05) estão destacados em negrito.

Tabela 6: Resultados dos testes de interações obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros de Fmed.*

Fmed	Interações											
	Fadiga vs Grupo			Toque vs Grupo			Fadiga vs Toque			Fadiga vs Toque vs Grupo		
	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p
SOL	,763	,390	,029	1,642	,211	,059	,168	,685	,006	,076	,785	,003
GM	2,142	,155	,076	,088	,769	,003	1,573	,221	,057	3,559	,070	,120
GL	,350	,559	,013	1,896	,180	,068	,184	,672	,007	,070	,793	,003
TA	,997	,327	,037	,119	,732	,005	,005	,943	,000	1,317	,262	,048
VL	,323	,574	,012	,110	,743	,004	,501	,485	,019	1,217	,280	,045
BF	,704	,409	,026	,271	,607	,010	,242	,627	,009	,008	,929	,000
RA	,270	,608	,010	1,287	,267	,047	,676	,419	,025	,018	,893	,001
ES	,299	,589	,011	2,167	,153	,077	1,192	,285	,044	3,354	,079	,114

Já em relação à Fmed computada a partir do espectro obtido dos sinais de EMG, foram observados efeitos significantes do fator “fadiga” para os músculos GM e GL, indicando que, em comparação aos testes pré-fadiga, houve uma diminuição da frequência mediana durante os testes posturais realizados após o protocolo de indução da fadiga, independentemente da condição do toque ou do grupo experimental (GYN ou CTRL). Com exceção do músculo SO, foi também observado um efeito significativo do fator “toque” sobre a Fmed, indicando que, em comparação à condição sem toque, os testes posturais realizados na condição em que os participantes realizavam o toque com a ponta do dedo sobre a superfície estacionária foram associados a menores valores de Fmed, independentemente da condição de fadiga ou do grupo experimental (GYN ou CTRL). Ainda, foram observados efeitos significantes do fator grupo para os músculos SO e BF, sendo que o músculo SO foi associado a maiores valores de

Fmed para o grupo GYN em comparação ao grupo CTRL, enquanto para o músculo BF, foram observados menores valores de Fmed para o grupo GYN em comparação ao grupo CTRL. Não foram observadas interações significativas entre as condições experimentais e os grupos em relação aos valores de Fmed do EMG.

Figura 09: Média das Frequências Medianas (Fmed, expressas em Hz) computadas a partir dos espectros de potências dos sinais de MEG para o grupo CTRL e para o grupo GYN, conforme indicado.*

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Os círculos e quadrados indicam as condições com toque e sem toque, respectivamente. As condições sem fadiga e com fadiga estão indicadas nas abscissas por SF e CF, respectivamente. * indicam efeito estatisticamente significativo do fator fadiga ($p < 0,05$). # indicam efeito estatisticamente significativo do fator “toque”. & indica efeito estatisticamente significativo para o fator “grupo”.

4.2 Análise dos sinais EMG obtidos durante o protocolo de indução da fadiga

As Tabelas 7 e 8 mostram os valores de F, P, e η^2_p obtidos nas ANOVAs de três vias assim como os valores de P para os testes “post hoc” aplicados nos parâmetros provenientes da análise do EMG durante o protocolo de fadiga (divididos em três intervalos de 10 segundos: inicial, central e final, denominados aqui de Fad1, Fad2 e Fad3, respectivamente).

Os resultados da análise dos sinais de EMG no domínio do tempo (valores de aEMG) são mostrados na Tabela 7, enquanto os resultados da análise no domínio da frequência (valores de Fmed) são mostrados na Tabela 8.

Tabela 7: Resultados dos efeitos principais e dos testes de interações obtidos nas ANOVAs de três vias aplicadas nos parâmetros de aEMG obtidos durante os testes de fadiga.

aEMG	Efeitos Principais e Interações									Post Hocs		
	Tempo de Fadiga			Grupo			Tempo vs Grupo			Fad1 vs Fad2	Fad1 vs Fad3	Fad2 vs Fad3
	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p	P	P	P
SOL	30,256	<0,001	,538	,076	,785	,003	,001	,970	,000	<0,001	<0,001	<0,001
GM	19,919	<0,001	,434	,199	,659	,008	1,573	,221	,057	,001	<0,001	,009
GL	57,361	<0,001	,688	,024	,878	,001	1,962	,173	,070	<0,001	<0,001	<0,001
TA	3,773	,063	,127	2,368	,136	,083	,403	,531	,015	N/A	N/A	N/A
VL	16,779	<0,001	,392	,575	,455	,022	5,083	,033	,164	,026	,001	,004
BF	14,589	,001	,359	2,618	,118	,091	2,650	,116	,092	,143	,002	,006
RA	26,006	<0,001	,500	,140	,711	,005	,659	,424	,025	,018	<0,001	<0,001
ES	11,429	,002	,305	,040	,844	,002	,003	,958	,000	,245	,007	,003

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

* Testes post-hoc de Bonferroni usados para comparações entre os intervalos inicial, central e final (Fad1, Fad2 e Fad4) são mostrados nas 3 colunas da direita. Valores de P significativos ($P < 0,05$) estão destacados em negrito.

Tabela 8: Idêntico à tabela 7, porém para o parâmetro Fmed.

Fmed	Efeitos Principais e Interações									Post Hocs		
	Tempo de Fadiga			Grupo			Tempo vs Grupo			Fad1 vs Fad2	Fad1 vs Fad3	Fad2 vs Fad3
	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p	F _(1,26)	P	η^2_p	P	P	P
SOL	49,760	<0,001	,657	,303	,587	,012	,703	,409	,026	<0,001	<0,001	<0,001
GM	121,554	<0,001	,824	5,313	,029	,170	2,698	,113	,094	<0,001	<0,001	<0,001
GL	107,470	<0,001	,805	3,274	,082	,112	1,683	,206	,061	<0,001	<0,001	<0,001
TA	46,102	<0,001	,639	,922	,346	,034	3,171	,087	,109	<0,001	<0,001	<0,001
VL	11,046	,003	,298	,710	,407	,027	,008	,929	,000	,510	,008	,032
BF	9,779	,004	,273	13,268	,001	,338	1,989	,170	,071	,140	,013	,028
RA	21,070	<0,001	,448	7,862	,009	,232	5,489	,027	,174	,264	<0,001	<0,001
ES	1,337	,258	,049	,973	,333	,036	,374	,546	,014	N/A	N/A	N/A

As Figuras 10 e 11 mostram os valores médios dos parâmetros de aEMG e Fmed (Figura 10 para aEMG e figura 11 para Fmed) para os grupos CTRL e GYN ao longo dos 3 intervalos do protocolo de fadiga usados para análise (Fad1, Fad2 e Fad3). Em relação à aEMG, foram observados efeitos significantes do fator “tempo de fadiga” para todos os músculos analisados, com exceção do músculo TA. Testes *post hoc* de Bonferroni mostraram que, para os músculos SO, GL, GM e VL, esse efeito foi significativo já na comparação entre o intervalo inicial e o intervalo central. Ou seja, já durante os 10 s centrais do protocolo de fadiga (Fad2) houve aumento significativo da aEMG em comparação aos valores iniciais

(Fad1), enquanto para os outros músculos analisados (RA, BF e ES), tal aumento se fez significativo apenas na comparação entre o momento inicial (Fad1) e final (Fad3). Além disso, para todos os músculos, (com exceção do TA), foi apontada diferença significativa entre os momentos central e final (i.e. aEMG em Fad2 maior do que em Fad3). De forma geral, esses resultados indicam que, salvo a exceção do TA, ocorreu aumento gradativo da aEMG ao longo do protocolo de fadiga. Uma interação significativa entre os fatores “tempo” e “grupo” foi encontrada para o músculo VL, indicando que, para esse caso, o efeito do tempo de fadiga (ou, seja, aumento significativo da aEMG entre Fad1, Fad2 e Fad3) ocorreu apenas para o grupo GYN, sem diferenças significativas para o grupo CTRL. Não foram encontrados efeitos significantes do fator “grupo” para nenhum músculo analisado.

Figura 10: Média das magnitudes de ativação muscular (aEMG, expressas em %CVM) durante três diferentes momentos do protocolo de fadiga (três intervalos de 10 segundos: inicial, central e final, denominados Fad1, Fad2 e Fad3, respectivamente).*

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Os valores associados ao grupo CTRL e GYN são representados pelos círculos e quadrados, respectivamente.

* indicam efeito estatisticamente significativo do fator tempo de fadiga, ou seja, diferenças significantes entre Fad1 e Fad2, Fad1 e Fad3 e/ou Fad2 e Fad3 ($p < 0,05$). # indicam interação significativa entre o fator “grupo” e fator “tempo de fadiga”.

Em relação ao parâmetro Fmed, foram observados efeitos significantes do fator “tempo de fadiga” para todos os músculos analisados, com exceção do músculo ES. Testes

post hoc de Bonferroni mostraram que, para os músculos SO, GL, GM e TA, já durante os 10s centrais do protocolo de fadiga (Fad2) houve uma diminuição significativa da Fmed em comparação aos valores iniciais, enquanto para os outros músculos analisados (VL, RA, e BF), tal diminuição se fez significativa apenas na comparação entre o momento inicial (Fad1) e final (Fad3). Além disso, para todos os músculos, (com exceção do ES), foi apontada diferença significativa entre os momentos central e final (i.e. Fmed em Fad2 menor do que em Fad3). De forma geral, esses resultados indicam que, salvo a exceção do ES, ocorreu uma diminuição gradativa da Fmed ao longo do protocolo de fadiga. Efeitos significantes do fator “grupo” foram observados para os músculos BF e RA, indicando que os valores de Fmed do grupo GYN foram menores do que os do grupo CTRL, independentemente do tempo de fadiga (i.e. durante Fad1, Fad2 ou Fad3). Ademais, uma interação significativa entre os fatores “tempo” e “grupo” foi encontrada para o músculo VL, indicando que o efeito do tempo de fadiga (ou seja, diferenças significantes entre Fad1 e Fad3 e entre Fad2 e Fad3) ocorreu apenas para o grupo CTRL, sem diferenças significantes para o grupo GYN.

Figura 11 Média das Frequências Medianas (Fmed, expressas em Hz) durante três diferentes momentos do protocolo de fadiga (três intervalos de 10 segundos: inicial, central e final, denominados Fad1, Fad2 e Fad3, respectivamente).*

Fonte: Marcos Camargo da Silva, 2017.

*Os valores associados ao grupo CTRL e GYN são representados pelos círculos e quadrados, respectivamente.
 * indicam efeito estatisticamente significativo do fator tempo de fadiga, ou seja, diferenças significantes entre Fad1 e Fad2, Fad1 e Fad3 e/ou Fad2 e Fad3 ($p < 0,05$). # indicam interação significativa entre o fator “grupo” e fator “tempo de fadiga”. & indica efeito estatisticamente significativo para o fator “grupo”.

5 DISCUSSÃO

O controle das oscilações posturais depende de fatores ligados à variabilidade intrínseca de diversos mecanismos fisiológicos (WATANABE *et al.*, 2013), o que nos motivou a investigar possíveis diferenças entre as oscilações posturais de ginastas acrobáticos de alto nível e não ginastas, em diferentes condições experimentais. A principal hipótese levantada foi de que os atletas de ginástica acrobática deveriam apresentar, em comparação aos não atletas, um menor efeito da fadiga muscular sobre as oscilações posturais. Além disso, foram investigadas eventuais diferenças entre os dois grupos (atletas e não atletas) para uma grande variedade de parâmetros associados ao desempenho neuromuscular durante a tarefa de postura unipodal, tanto em função da presença/ausência de fadiga nos músculos flexores plantares quanto em função da presença/ausência de informações sensoriais táteis aplicadas á ponta do dedo indicador da mão.

5.1 Parâmetros de Controle Postural

No presente estudo, não foram encontrados efeitos significantes do fator “grupo” (GYN *vs* CTRL) para nenhum dos parâmetros do CoP analisados (ver Tabela 1), indicando que o comportamento das oscilações posturais foi semelhante para as atletas da ginástica acrobática e para as não atletas. Na mesma direção, a hipótese de que as atletas de ginástica acrobática deveriam apresentar um menor efeito da fadiga muscular sobre as oscilações posturais não pode ser confirmada pelo presente estudo, uma vez que não foram encontradas interações significativas entre os fatores “fadiga” e “grupo” (ver Tabela 1).

Dessa forma, sugere-se que um eventual efeito da prática da ginástica acrobática sobre o sistema de controle postural (i.e. hipotética diminuição das oscilações posturais) não foi suficiente para gerar diferentes padrões de oscilação postural durante a tarefa de equilíbrio unipodal em comparação ao grupo de não atletas, pelo menos no que diz respeito a parâmetros associados ao CoP. Essa observação é válida independentemente da condição de fadiga das participantes (i.e. as oscilações posturais foram semelhantes entre os grupos GYN e CTRL, tanto para a condição basal, sem fadiga, quanto para a condição com a presença de fadiga nos músculos flexores plantares). Esses resultados corroboram o estudo de Vuillerme *et al.* (2001), no qual o deslocamento do CoP se mostrou semelhante entre um grupo de ginastas e outro grupo de não ginastas (praticantes de outros esportes), tanto para tarefas de manutenção do equilíbrio bipodal quanto unipodal. Por outro lado, os resultados do presente

estudo diferem dos apresentados por outros autores (ASSEMAN *et al.*, 2008; GARCIA *et al.*, 2011) que reportaram maior estabilidade das oscilações posturais em ginastas comparados a não ginastas. Deve-se ressaltar que, diferente dos estudos citados aqui, os presentes experimentos foram conduzidos em um grupo de ginastas jovens, e, especificamente, da modalidade da ginástica acrobática, com as comparações envolvendo um grupo controle de meninas fisicamente ativas, com idade pareada ao grupo GYN. Em nossa revisão da literatura, não encontramos nenhum estudo que tivesse utilizado grupos com essas mesmas características, o que pode explicar, ao menos parcialmente, as diferenças entre os resultados. Além disso, no nosso conhecimento, o presente estudo é o primeiro a investigar a influência da fadiga sobre as oscilações posturais de ginastas. O fato de o nosso estudo ter usado, como grupo controle, meninas jovens e fisicamente ativas, pode ter contribuído para a semelhança observada no comportamento das oscilações posturais em tarefa de equilíbrio unipodal, tanto na ausência quanto da presença de fadiga nos músculos flexores plantares.

O aumento nas oscilações posturais em resposta à fadiga muscular tem sido amplamente demonstrado em diferentes populações e diferentes condições experimentais (ver artigo de revisão em (PAILLARD, 2012)). Em especial, protocolos de indução de fadiga nos músculos flexores plantares do tornozelo têm sido usados repetidamente para demonstrar esse efeito, uma vez que esses músculos exercem um papel chave na manutenção e no controle da postura (PANZER *et al.*, 1995). Dessa forma, o presente estudo confirma esses achados, visto que foram encontrados efeitos significativos do fator “fadiga” (com valores altos de tamanho de efeito, η^2_p) para todas as medidas de oscilações posturais provenientes do sinal do CoP, indicando assim um aumento nas oscilações posturais (i.e. uma diminuição da estabilidade postural) durante as tentativas realizadas após o protocolo de indução de fadiga em comparação a condição sem fadiga (ver Tabela 1).

Estudos pioneiros conduzidos na década de 90 pelo grupo de pesquisa do Prof. John Jeka (JEKA, 1997; JEKA e LACKNER, 1994; JEKA *et al.*, 1997) mostraram que informações sensoriais táteis aplicadas à ponta do dedo fornecem ao sistema nervoso central informações relevantes que ajudam a manter a estabilidade postural. No presente estudo, efeitos significativos do fator “toque” foram encontrados para a maioria das medidas de oscilação postural provenientes do CoP, com nítido destaque para as medidas representativas do balanço postural na direção médio-lateral (ver Tabela 1, onde a única medida representativa das oscilações na direção ântero-posterior que mostrou efeito significativo para o fator toque foi LFap, com $\eta^2_p=0.166$). Este fato pode estar ligado à postura escolhida (i.e. equilíbrio unipodal) cuja base de apoio diminuída gera maiores oscilações na direção médio-

lateral, a exemplo das posturas *tandem* e *semi tandem*, nas quais também se observa uma maior estabilização postural associada ao toque no balanço médio-lateral (JEKA, 1997).

No presente estudo, foram encontradas interações significativas entre os fatores “fadiga e toque” e entre os fatores “fadiga, toque e grupo” para os parâmetros VMml e HFml. Usando testes de comparações múltiplas (com correção de Bonferroni), pôde-se notar que, para esses parâmetros do CoP, houve um aumento mais pronunciado das oscilações posturais em função da fadiga na condição “sem toque” em comparação à condição “com toque”, e, ainda, que isso ocorreu apenas para o grupo CTRL, e não para o grupo GYN. Em outras palavras, para o grupo CTRL, o efeito da fadiga parece ser dependente da condição de toque, sendo que quando as informações táteis estão disponíveis, o efeito da fadiga é menor em comparação à condição sem toque (i.e. as informações táteis parecem ser capazes de “reverter” a instabilidade gerada pela fadiga). No entanto, para o grupo GYN, o aumento das oscilações posturais evidenciado pelos parâmetros VMml e HFml parecem ocorrer independentemente da presença ou não de informações táteis adicionais. Vale ressaltar que a associação entre essas duas variáveis (VMml e HFml) não é surpreendente, visto que a componentes de alta frequência do espectro do sinal do CoP se refletem na velocidade com que a trajetória do CoP varia em função do tempo durante a tarefa postural. Além disso, estudos anteriores demonstraram que durante a postura ereta quieta, os componentes de baixa frequência do espectro de potência do CoP (por exemplo, abaixo de 0,5 Hz, no presente estudo representados pelo parâmetro LF) estão associados com a trajetória do centro de massa (BENDA, RILEY e KREBS, 1994; CARON, FAURE e BRENIERE, 1997; GAGE *et al.*, 2004), enquanto componentes de frequência mais alta (por exemplo, de 0,5 a 2 Hz, no presente estudo representados pelo parâmetro HF) do espectro de potência do COP (que não são encontrados no sinal do centro de massa) são provavelmente originados por outras fontes, como atividades musculares ou movimentos de segmentos corporais acima do tornozelo. Dessa forma, uma análise dos parâmetros de ativação muscular ajudará na interpretação funcional relacionada aos resultados descritos nesse parágrafo, como será comentado mais adiante.

5.2 Parâmetros de ativação muscular

O aumento da amplitude do sinal EMG durante contrações sustentadas tem sido atribuído a um aumento da ativação neuromuscular, promovendo um recrutamento maior de unidades motoras para compensar a saturação de fibras que já estão fadigadas, evitando a

falência imediata do sistema (DE LUCA, 1997), enquanto o aumento nos componentes de baixa frequência e diminuição nos componentes de alta frequência (LOWERY *et al.*, 2002; MERLETTI *et al.*, 1991) do espectro têm sido atribuídas a dois principais mecanismos: (1) alterações periféricas, especialmente à diminuição da velocidade de condução dos potenciais de ação das fibras musculares e; (2) alterações centrais, incluindo o aumento do sincronismo no disparo das unidades motoras conjuntamente com o recrutamento de novas unidades motoras (MATHUR *et al.*, 2005). Tendo em vista que, no presente estudo, foram observados claros aumentos dos valores de aEMG e clara diminuição nos valores de Fmed ao longo do protocolo de indução da fadiga (ver Figura 7 e tabelas 7 e 8), tal comportamento dos parâmetros de EMG de superfície corroboram a literatura clássica. Além disso, podemos concluir que o protocolo de indução de fadiga utilizado no presente estudo foi eficaz, representando uma metodologia adequada para que as comparações entre os grupos, assim como entre as diferentes condições experimentais, fossem realizadas (tanto em relação às medidas de controle postural associadas ao CoP quanto em relação aos parâmetros de EMG analisados). Os detalhes em relação ao comportamento da ativação muscular durante o protocolo de indução da fadiga (e.g. diferenças entre os grupos GYN e CTRL) serão discutidos mais a frente.

Já em relação ao comportamento dos parâmetros de EMG de superfície durante a tarefa de equilíbrio unipodal, o único músculo no qual a amplitude de ativação (aEMG) teve efeito significativo para o fator “grupo” foi o TA. Os participantes do grupo GYN mostraram menor ativação do TA durante as tarefas posturais em comparação ao grupo CTRL (independentemente da condição de fadiga ou de toque). Além disso, houve um aumento da amplitude de ativação do TA (maiores valores de aEMG) durante os testes posturais realizados após o protocolo de indução da fadiga, mas apenas para o grupo GYN, independentemente da presença/ausência do toque adicional (i.e. resultado indicado pela interação significativa entre o fator “grupo” e o fator “fadiga”, ver tabela 4). Dessa forma, esses resultados indicam que, apesar dos parâmetros de controle das oscilações posturais provenientes do CoP não terem evidenciado diferenças significativas entre as estratégias de controle postural utilizadas pelos grupos GYN e CTRL, a análise dos sinais de EMG evidencia que o grupo GYN utilizou menores níveis de ativação do músculo TA (ou ativações menos frequentes) durante a tarefa de equilíbrio unipodal, independentemente da condição de fadiga ou de toque.

Enquanto os músculos flexores plantares, durante a manutenção da postura, exercem um importante papel de controle antigravitacional, os músculos dorsiflexores (TA) costumam

apresentar baixos níveis de ativação. No entanto, os dorsiflexores também influenciam a estabilidade postural ao atuarem como a musculatura antagonista, podendo alterar os graus de coativação agonista-antagonista (HODGES *et al.*, 2002). Na literatura, maiores níveis de ativação do TA durante tarefas posturais tem sido associados a uma maior demanda da tarefa (i.e. situações de maior instabilidade postural) como, por exemplo, durante posturas realizadas em superfícies instáveis ou com menor base de suporte (em comparação a superfícies estáveis ou com maior base de suporte) (BENJUYA, MELZER e KAPLANSKI, 2004), ou então quando as tarefas são realizadas por populações que apresentam o sistema de controle postural deteriorado (e.g. idosos) (KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; NAGAI *et al.*, 2011). Os autores tem associado esse padrão de “aumento da ativação da musculatura antagonista” a uma estratégia de aumento da rigidez da articulação envolvida, a fim de obter uma maior estabilidade. Tal estratégia tem sido observada independentemente de mudanças das flutuações nos níveis de força ou de trajetória (BURNETT, LAIDLAW e ENOKA, 2000; KOUZAKI e SHINOHARA, 2010), semelhante ao presente estudo, no qual foram encontrados maiores níveis de ativação antagonista para o grupo GYN, porém sem associação a um aumento das oscilações do CoP. Estudos futuros devem ser realizados para investigar se esse aumento da ativação do TA no grupo GYN pode estar associado a diferenças na variação angular de articulações específicas (e.g. tornozelo, joelho, quadril) que eventualmente não tenham se refletido nos parâmetros do CoP, assim como eventuais diferenças na posição inicial do corpo (i.e., diferentes inclinações durante a tarefa).

Após o protocolo de indução da fadiga, houve um aumento da ativação muscular do TA, porém apenas para o grupo GYN, já que para o grupo CTRL não foram observadas diferenças significativas em função da fadiga. Dessa forma, parece que as alterações desencadeadas pelo protocolo de fadiga induziram as ginastas a utilizar maiores níveis de ativação (ou ativações mais frequentes) do TA, possivelmente em direção a uma estratégia de coativação visando um aumento da rigidez articular, como foi comentado anteriormente. No entanto, vale ressaltar que, mesmo na condição de fadiga, os níveis de ativação do TA observados no grupo GYN permaneceram significativamente menores em comparação ao grupo CTRL. Pode-se especular que o grupo CTRL, ao utilizar (mesmo na condição basal) a estratégia de aumento da ativação antagonista, não permitiu “margem” para que ocorresse uma adaptação em função da instalação da fadiga. Por sua vez, o grupo GYN mostrou tal adaptabilidade, possivelmente na tentativa de “compensar” uma instabilidade postural gerada pela fadiga através da estratégia de aumento da ativação do TA.

A análise dos parâmetros de EMG no domínio da frequência (i.e. valores de Fmed) pôde fornecer informações adicionais a respeito do efeito da fadiga e de diferenças entre os grupos experimentais que não haviam sido observadas na análise realizada no domínio do tempo (valores de aEMG). Mais especificamente, os valores de Fmed dos músculos GM e GL foram significativamente menores após o protocolo de fadiga, independente do grupo experimental e da condição de toque. Esse resultado pode estar relacionado às características anatomofuncionais desses músculos, uma vez que GM e GL tem uma proporção similar de fibras do tipo I e II em sua composição (JOHNSON *et al.*, 1987), enquanto o músculo SO, por exemplo, possui um predomínio de fibras do tipo I (aproximadamente 90%). Dessa forma, possivelmente por apresentarem maior proporção de fibras rapidamente fadigáveis, os músculos GL e GM apresentaram valores de Fmed diminuídos após o protocolo de indução da fadiga, indicando a instalação de mecanismos de compensação como recrutamento de novas unidades motoras, aumento do sincronismo no disparo das unidades motoras, além de uma possível diminuição na velocidade de condução dos potenciais de ação nas fibras.

Além disso, os valores de Fmed do músculo SO foram significativamente maiores no grupo GYN em comparação o grupo CTRL, enquanto que os valores de Fmed do músculo BF foram significativamente menores no grupo GYN em comparação o grupo CTR, independentemente da condição do toque ou de fadiga muscular. Esses resultados evidenciam que as atletas da ginástica acrobática utilizam diferentes estratégias de controle neuromuscular durante a postura unipodal em comparação às não atletas, ainda que o significado funcional dessas diferenças espectrais no sinal de EMG seja de difícil interpretação (MERLETTI e FARINA, 2004). De qualquer maneira, em conjunto com os achados da análise de EMG no domínio do tempo, esses resultados sugerem que a prática da ginástica acrobática leva a modificações no sistema de controle postural, que deve ser estudada mais profundamente a partir da avaliação de parâmetros cinemáticos de diferentes seguimentos corporais e articulações específicas, algo não abordado no presente estudo.

Em relação ao efeito do toque sobre a amplitude das ativações musculares na tarefa postural, o presente estudo mostrou uma menor ativação dos músculos SO, GL e BF na condição com toque em comparação à condição sem toque, independentemente da condição de fadiga ou do grupo experimental. O contato do dedo com a superfície rígida, ao proporcionar ao sistema nervoso informações relevantes em relação ao balanço postural, pode redundar em uma menor necessidade de correções posturais por parte do sistema efetor. No entanto, Watanabe, Kobara et al. (2010) mostraram níveis de ativação inalterados do músculo SO em função do toque durante a tarefa de postura quieta bipedal. No presente estudo, o

maior desafio gerado pela postura unipodal pode ter contribuído para que menores níveis de ativação no SO fossem observados na condição com toque. Além disso, embora os músculos SO, GL e GM sejam sinergistas, o comportamento da ativação muscular dos mesmos em resposta ao toque não foi uniforme no presente estudo (houve diminuição da ativação do SO e GL, mas não do GM), o que pode estar relacionado às diferentes características funcionais que vem sendo reportadas para esses músculos durante tarefas posturais. Mais especificamente, estudos recentes tem observado que o músculo GM exibe um padrão de ativação intermitente (i.e. padrões de ativação em salvas, ativação fásica) durante o controle da postura ereta quieta, enquanto os músculos SO e GL tendem a exibir um padrão de ativação mais constante (HEROUX *et al.*, 2014; VIEIRA *et al.*, 2012), indicando assim que existem diferenças no papel de controle desses músculos durante tarefas posturais. Sendo assim, as informações táteis aplicadas no presente estudo podem ter diminuído os padrões constantes de ativação exercidos pelos músculos SO e GL, enquanto o padrão intermitente do músculo GM (possivelmente mais relacionado a correções posturais fásicas) permaneceu inalterado em função do toque.

Franzén e colaboradores (2011) observaram que existe um aumento do tônus da musculatura axial quando o toque é usado para estabilizar a postura quieta bipodal, indicando que as informações provenientes do toque podem atuar em seguimentos superiores ao do tornozelo. Provavelmente, a postura quieta unipodal usada no presente estudo, por ser mais desafiadora e exigir maior envolvimento da articulação do joelho, permitiu com que fosse observada também uma diminuição nos níveis de ativação do BF para a condição com toque. Alguns estudos discutem que a ativação apropriada dos músculos abdominais, conjuntamente com outros músculos do tronco, são importantes para a eficiência do controle postural, incluindo a compensação postural para o movimento do corpo induzido pela respiração, além de terem importante papel na estabilização do tronco (HODGES *et al.*, 2002; MOK, BRAUER e HODGES, 2004; SUZUKI *et al.*, 2012). No entanto, no presente estudo não foram observadas alterações nos valores de ativação dos músculos do tronco (RA e ES) em função do toque. Por outro lado, apesar da diminuição dos níveis de ativação muscular em função do toque ter sido específicas para os músculos SO, GM e BF, as características espectrais dos sinais de EMG (representada pelo parâmetro Fmed), sofreu efeito significativo do toque para todos os músculos avaliados, com exceção do SO. No nosso conhecimento, o presente estudo é o primeiro a avaliar, no domínio da frequência, sinais de EMG de superfície durante tarefa de equilíbrio postural unipodal em função do toque. Sendo assim, sugere-se que, em comparação aos parâmetros clássicos de ativação no domínio do tempo, parâmetros

espectrais possam revelar de forma mais profunda as alterações nos mecanismos de controle postural frente à adição de informações táteis, com resultados que parecem demonstrar haver “alterações globais” nos padrões de EMG, como sugerido por (FRANZEN *et al.*, 2011).

Por fim, o comportamento dos parâmetros de EMG durante o protocolo de indução da fadiga aponta para um efeito que não se restringe à musculatura alvo (flexores plantares), tendo em vista que, com exceção do TA, todos os valores de aEMG sofreram aumento significativo ao longo do protocolo de fadiga e, com exceção do ES, todos os valores de Fmed tiveram redução significantes ao longo do protocolo. Ainda é interessante notar que a amplitude de ativação do músculo VL sofreu um aumento mais acentuado durante o protocolo de fadiga para o grupo GYN (evidenciado pela interação significativa entre os fatores “tempo” e “grupo”, ver tabela 7 e Figura 10), indicando um maior efeito da fadiga no VL para o grupo GYN em comparação ao grupo CTRL. Outra observação interessante é que, durante o protocolo de indução da fadiga, as atletas da ginástica acrobática apresentaram menores valores de Fmed para os músculos GM, BF e RA (ver tabela 8 e Figura 11). Ainda no caso da Fmed, a interação significativa entre os fatores “grupo” e “tempo de fadiga” (tabela 8 e Figura 11) indica que o efeito da fadiga sobre a Fmed do músculo RA ocorreu apenas para o grupo CTRL, já que os valores permaneceram inalterados para o grupo GYN. Em conjunto, esses resultados indicam que, a exemplo do observado na tarefa de equilíbrio, as atletas da ginástica acrobática utilizaram diferentes estratégias de controle neuromuscular também durante a tarefa da contração fatigante (na ponta dos pés), sendo que apenas estudos mais aprofundados poderão indicar se tais mecanismos são acompanhados de diferentes padrões de movimentos ou, alternativamente, são manifestados apenas nos padrões elétricos de ativação muscular.

6 CONCLUSÕES

Os resultados do presente estudo indicam que, para ambos os grupos GYN e CTRL, a fadiga muscular causou aumento das oscilações posturais, enquanto o toque causou diminuição das mesmas. No entanto, para o grupo CTRL (mas não no grupo GYN) o efeito da fadiga parece ser dependente da condição de toque, visto que quando informações táteis adicionais estiveram presentes, o efeito da fadiga sobre as oscilações posturais foi atenuado.

Apesar dos parâmetros de controle das oscilações posturais provenientes do CoP não evidenciarem diferenças significativas entre as estratégias de controle postural utilizadas pelos grupos GYN e CTRL, a análise dos sinais de EMG indica que o grupo GYN utilizou menores níveis de ativação do músculo TA (ou ativações menos frequentes), assim como diferentes distribuições espectrais do EMG do GM, BF e RA durante a tarefa de equilíbrio unipodal, independentemente da condição de fadiga ou de toque. Estudos mais aprofundados poderão indicar se tais mecanismos estão associados a diferenças na variação angular de articulações específicas (e.g. tornozelo, joelho, quadril) que eventualmente não tenham se refletido nos parâmetros do CoP, assim como eventuais diferenças na posição e trajetória de seguimentos corporais (e.g. diferentes inclinações durante a tarefa).

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ASSEMAN, F.; CARON, O.; CREMIEUX, J. Effects of the removal of vision on body sway during different postures in elite gymnasts. **Int J Sports Med**, 26, 2, 116-9, 2005.

ASSEMAN, F.; CARON, O.; CREMIEUX, J. Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts? **Neurosci Lett**, 358, 2, 83-6, 2004.

ASSEMAN, F. B.; CARON, O.; CREMIEUX, J. Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? **Gait Posture**, 27, 1, 76-81, 2008.

BABILONI, C., et al. "Neural efficiency" of experts' brain during judgment of actions: a high-resolution EEG study in elite and amateur karate athletes. **Behav Brain Res**, 207, 2, 466-75, 2010.

BENDA, J. B.; RILEY, P. O.; KREBS, D. E. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. **IEEE Trans Rehabil Eng**, 2, 1, 3-10, 1994.

BENJUJA, N.; MELZER, I.; KAPLANSKI, J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, 59, 2, 166-71, 2004.

BOTTARO, A.; CASADIO, M.; MORASSO, P. G.; SANGUINETI, V. Body sway during quiet standing: is it the residual chattering of an intermittent stabilization process? **Human Movement Science**, 24, 588-615, 2005.

BOYAS, S.; GUEVEL, A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. **Ann Phys Rehabil Med**, 54, 2, 88-108, 2011.

BRODAL, P.; INGJER, F.; HERMANSEN, L. Capillary supply of skeletal muscle fibers in untrained and endurance-trained men. **Am J Physiol**, 232, 6, H705-12, 1977.

BURNETT, R. A.; LAIDLAW, D. H.; ENOKA, R. M. Coactivation of the antagonist muscle does not covary with steadiness in old adults. **J Appl Physiol (1985)**, 89, 1, 61-71, 2000.

CALLAGHAN, M. J.; MCCARTHY, C. J.; OLDHAM, J. A. Electromyographic fatigue characteristics of the quadriceps in patellofemoral pain syndrome. **Man Ther**, 6, 1, 27-33, 2001.

CAPICIKOVA, N.; ROCCHI, L.; HLAVACKA, F.; CHIARI, L.; CAPPELLO, A. Human postural response to lower leg muscle vibration of different duration. **Physiol Res**, 55 Suppl 1, S129-34, 2006.

CARON, O.; FAURE, B.; BRENIERE, Y. Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. **J Biomech**, 30, 11-12, 1169-71, 1997.

CONTESSA, P.; ADAM, A.; DE LUCA, C. J. Motor unit control and force fluctuation during fatigue. **J Appl Physiol (1985)**, 107, 1, 235-43, 2009.

DE LUCA, C. J. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. **Crit Rev Biomed Eng**, 11, 4, 251-79, 1984.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, 13, 2, 135-163, 1997.

DIDERIKSEN, J. L.; FARINA, D.; ENOKA, R. M. Influence of fatigue on the simulated relation between the amplitude of the surface electromyogram and muscle force. **Philos Trans A Math Phys Eng Sci**, 368, 1920, 2765-81, 2010.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. Long-range correlations in human standing. **Physics Letters A**, 283, 1-2, 124-128, 2001.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. On the fractal properties of natural human standing. **Neurosci Lett**, 283, 3, 173-6, 2000.

EASTON, R. D.; GREENE, A. J.; DIZIO, P.; LACKNER, J. R. Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. **Exp Brain Res**, 118, 4, 541-50, 1998.

FALVO, M. J.; SIREVAAG, E. J.; ROHRBAUGH, J. W.; EARHART, G. M. Resistance training induces supraspinal adaptations: evidence from movement-related cortical potentials. **Eur J Appl Physiol**, 109, 5, 923-33, 2010.

FRANZEN, E.; GURFINKEL, V. S.; WRIGHT, W. G.; CORDO, P. J.; HORAK, F. B. Haptic touch reduces sway by increasing axial tone. **Neuroscience**, 174, 216-23, 2011.

GAGE, W. H.; WINTER, D. A.; FRANK, J. S.; ADKIN, A. L. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. **Gait Posture**, 19, 2, 124-32, 2004.

GARCIA, C.; BARELA, J. A.; VIANA, A. R.; BARELA, A. M. Influence of gymnastics training on the development of postural control. **Neurosci Lett**, 492, 1, 29-32, 2011.

GAUTIER, G.; THOUVARECQ, R.; LARUE, J. Influence of experience on postural control: effect of expertise in gymnastics. **J Mot Behav**, 40, 5, 400-8, 2008.

HAY, L.; BARD, C.; FLEURY, M.; TEASDALE, N. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. **Exp Brain Res**, 108, 1, 129-39, 1996.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**, 10, 5, 361-74, 2000.

HEROUX, M. E.; DAKIN, C. J.; LUU, B. L.; INGLIS, J. T.; BLOUIN, J. S. Absence of lateral gastrocnemius activity and differential motor unit behavior in soleus and medial gastrocnemius during standing balance. **J Appl Physiol (1985)**, 116, 2, 140-8, 2014.

HODGES, P. W.; GURFINKEL, V. S.; BRUMAGNE, S.; SMITH, T. C.; CORDO, P. C. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. **Experimental Brain Research**, 144, 3, 293-302, 2002.

HURLEY, B. F., et al. Muscle triglyceride utilization during exercise: effect of training. **J Appl Physiol (1985)**, 60, 2, 562-7, 1986.

HWANG, S.; AGADA, P.; KIEMEL, T.; JEKA, J. J. Dynamic reweighting of three modalities for sensor fusion. **PLoS One**, 9, 1, e88132, 2014.

JEKA, J. J. Light touch contact as a balance aid. **Phys Ther**, 77, 5, 476-87, 1997.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. Fingertip contact influences human postural control. **Exp Brain Res**, 100, 3, 495-502, 1994.

JEKA, J. J.; SCHONER, G.; DIJKSTRA, T.; RIBEIRO, P.; LACKNER, J. R. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. **Exp Brain Res**, 113, 3, 475-83, 1997.

JOHNSON, M. A.; POLGAR, J.; WEIGHTMAN, D.; APPLETON, D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles an autopsy study. **Journal of Neurological Sciences**, 18, 111-129, 1987.

JUBEAU, M.; ZORY, R.; GONDIN, J.; MARTIN, A.; MAFFIULETTI, N. A. Late neural adaptations to electrostimulation resistance training of the plantar flexor muscles. **Eur J Appl Physiol**, 98, 2, 202-11, 2006.

KARLSSON, J.; SALTIN, B. [Effect of physical training on lactate-, adenosine triphosphate, and creatine phosphate concentration in working muscles]. **Nord Med**, 86, 34, 1010, 1971.

KOUZAKI, M.; SHINOHARA, M. Steadiness in plantar flexor muscles and its relation to postural sway in young and elderly adults. **Muscle Nerve**, 42, 1, 78-87, 2010.

KRISHNAMOORTHY, V.; SLIJPER, H.; LATASH, M. L. Effects of different types of light touch on postural sway. **Exp Brain Res**, 147, 1, 71-9, 2002.

LEONG, H. T.; FU, S. N.; NG, G. Y.; TSANG, W. W. Low-level Taekwondo practitioners have better somatosensory organisation in standing balance than sedentary people. **Eur J Appl Physiol**, 111, 8, 1787-93, 2011.

LINDEMAN, E.; SPAANS, F.; REULEN, J. P.; LEFFERS, P.; DRUKKER, J. Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls. Relations to force and fatigue. **J Electromyogr Kinesiol**, 9, 5, 299-307, 1999.

LIPPOLD, O. C. J.; REDFEARN, J. W. T.; VUCO, J. The Electromyography of Fatigue. **Ergonomics**, 3, 1-4, 121-131, 1960.

LOWERY, M.; NOLAN, P.; O'MALLEY, M. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle. **J Electromyogr Kinesiol**, 12, 2, 111-8, 2002.

LUCIA, A.; HOYOS, J.; PARDO, J.; CHICHARRO, J. L. Metabolic and neuromuscular adaptations to endurance training in professional cyclists: a longitudinal study. **Jpn J Physiol**, 50, 3, 381-8, 2000.

MAFFIULETTI, N. A., et al. Neuromuscular adaptations to electrostimulation resistance training. **Am J Phys Med Rehabil**, 85, 2, 167-75, 2006.

MAGALHAES, F. H.; KOHN, A. F. Effectiveness of electrical noise in reducing postural sway: a comparison between imperceptible stimulation applied to the anterior and to the posterior leg muscles. **Eur J Appl Physiol**, 114, 6, 1129-41, 2014.

MAGALHAES, F. H.; KOHN, A. F. Vibratory noise to the fingertip enhances balance improvement associated with light touch. **Exp Brain Res**, 209, 1, 139-51, 2011.

MASANI, K.; POPOVIC, M. R.; NAKAZAWA, K.; KOUZAKI, M.; NOZAKI, D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. **Journal of Neurophysiology**, 90, 3774-3782, 2003.

MATHUR, S.; ENG, J. J.; MACINTYRE, D. L. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. **J Electromyogr Kinesiol**, 15, 1, 102-10, 2005.

MAURER, C.; MERGNER, T.; PETERKA, R. J. Multisensory control of human upright stance. **Exp. Brain Res**, 171, 231-250, 2005.

MAZZOCCHIO, R.; KITAGO, T.; LIUZZI, G.; WOLPAW, J. R.; COHEN, L. G. Plastic changes in the human H-reflex pathway at rest following skillful cycling training. **Clin Neurophysiol**, 117, 8, 1682-91, 2006.

MCCOY, M.; HARGREAVES, M. Potassium and ventilation during incremental exercise in trained and untrained men. **J Appl Physiol** (1985), 73, 4, 1287-90, 1992.

MCKENNA, M. J.; HARMER, A. R.; FRASER, S. F.; LI, J. L. Effects of training on potassium, calcium and hydrogen ion regulation in skeletal muscle and blood during exercise. **Acta Physiol Scand**, 156, 3, 335-46, 1996.

MERLETTI, R.; FARINA, D. In: **Surface Electromyography : Physiology, Engineering and Applications**. 2004, p.1 online resource (500 pages).

MERLETTI, R.; LO CONTE, L. R.; ORIZIO, C. Indices of muscle fatigue. **J Electromyogr Kinesiol**, 1, 1, 20-33, 1991.

MOK, N. W.; BRAUER, S. G.; HODGES, P. W. Hip Strategy for Balance Control in Quiet Standing Is Reduced in People With Low Back Pain. **Spine**, 29, 6, E107-E112, 2004.

NAGAI, K., et al. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. **Arch Gerontol Geriatr**, 53, 3, 338-43, 2011.

OLIVEIRA, L. F.; SIMPSON, D. M.; NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiol Meas**, 17, 4, 305-12, 1996.

PAILLARD, T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. **Neurosci Biobehav Rev**, 36, 1, 162-76, 2012.

PANZER, V. P.; BANDINELLI, S.; HALLETT, M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. **Arch Phys Med Rehabil**, 76, 2, 151-7, 1995.

PATIKAS, D. A.; BASSA, H.; KOTZAMANIDIS, C. Changes in the reflex excitability during and after a sustained, low-intensity muscle contraction. **Int J Sports Med**, 27, 2, 124-30, 2006.

PAU, M.; IBBA, G.; ATTENE, G. Fatigue-Induced Balance Impairment in Young Soccer Players. **J Athl Train**, 2014.

PAU, M.; LOI, A.; PEZZOTTA, M. C. Does sensorimotor training improve the static balance of young volleyball players? **Sports Biomech**, 11, 1, 97-107, 2012.

PETERKA, R. J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. **Biol. Cybern.**, 82, 335-343, 2000.

PINCIVERO, D. M.; COELHO, A. J.; CAMPY, R. M.; SALFETNIKOV, Y.; SUTER, E. Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually-guided isometric contractions. **J Electromyogr Kinesiol**, 13, 2, 159-67, 2003.

PRIETO, T. E.; MYLEBUST, J. B.; HOFFMANN, R. G.; LOVETT, E. G.; MYKLKEBUST, B. M. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Trans Biomed Eng**, 43, 956-966, 1996.

PRIPLATA, A. A.; NIEMI, J. B.; HARRY, J. D.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Vibrating insoles and balance control in elderly people. **Lancet**, 362, 9390, 1123-4, 2003.

RAINOLDI, A.; FALLA, D.; MELLOR, R.; BENNELL, K.; HODGES, P. Myoelectric manifestations of fatigue in vastus lateralis, medialis obliquus and medialis longus muscles. **J Electromyogr Kinesiol**, 18, 6, 1032-7, 2008.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. In: **Motor control : theory and practical applications**. Philadelphia ; London: Lippincott Williams & Wilkins, 2001, p.x, 614 p.

SOO, Y., et al. Quantitative estimation of muscle fatigue using surface electromyography during static muscle contraction. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**, 2009, 2975-8, 2009.

STEPHENS, J. A.; TAYLOR, A. Changes in electrical activity during fatiguing voluntary isometric contraction of human muscles. **J Physiol**, 207, 1, 5P-6P, 1970.

SUZUKI, Y.; NOMURA, T.; CASADIO, M.; MORASSO, P. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. **Journal of Theoretical Biology**, 310, 0, 55-79, 2012.

TALLENT, J.; GOODALL, S.; HORTOBAGYI, T.; ST CLAIR GIBSON, A.; HOWATSON, G. Corticospinal responses of resistance-trained and un-trained males during dynamic muscle contractions. **J Electromyogr Kinesiol**, 23, 5, 1075-81, 2013.

VIEIRA, T. M.; LORAM, I. D.; MUCELI, S.; MERLETTI, R.; FARINA, D. Recruitment of motor units in the medial gastrocnemius muscle during human quiet standing: is recruitment intermittent? What triggers recruitment? **J Neurophysiol**, 107, 2, 666-76, 2012.

VUILLERME, N., et al. The effect of expertise in gymnastics on postural control. **Neurosci Lett**, 303, 2, 83-6, 2001.

VUILLERME, N.; NOUGIER, V. Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. **Brain Res Bull**, 63, 2, 161-5, 2004.

WATANABE, R. N., et al. Influences of premotoneuronal command statistics on the scaling of motor output variability during isometric plantar flexion. **J Neurophysiol**, 110, 11, 2592-606, 2013.

WATANABE, S.; KOBARA, K.; ISHIDA, H. Influence of fingertip contact with a wall on postural sway and electromyographic activity of the soleus muscle. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, 50, 5, 229-33, 2010.

WIERZBICKA, M. M.; GILHODES, J. C.; ROLL, J. P. Vibration-induced postural posteffects. **J Neurophysiol**, 79, 1, 143-50., 1998.

ZATSIORSKY, V. M.; DUARTE, M. Rambling and trembling in quiet standing. **Motor Control**, 4, 2, 185-200, 2000.

ZWARTS, M. J.; BLEIJENBERG, G.; VAN ENGELEN, B. G. Clinical neurophysiology of fatigue. **Clin Neurophysiol**, 119, 1, 2-10, 2008.