

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO  
HUMANO**

**Matheus Joner Wiest**

**INFLUÊNCIA DA FADIGA SOBRE ASSIMETRIAS NOS AJUSTES POSTURAIIS DE  
MEMBROS INFERIORES**

**Porto Alegre,  
2010**

**Matheus Joner Wiest**

**Influência da fadiga sobre assimetrias nos ajustes posturais de membros inferiores**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

**Orientador: Prof. Dr. Ricardo Demétrio de Souza Petersen**

**Co-orientador: Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes**

**Porto Alegre**

**2010**

**Matheus Joner Wiest**

**Influência da fadiga sobre assimetrias nos ajustes posturais de membros inferiores**

**BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro – UFRGS**

**Prof. Dr. Carlos Bolli Mota – UFSM**

**Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira – USP**

## AGRADECIMENTOS

Não alcançamos nossos sonhos sozinhos. Várias pessoas têm contribuição direta na trajetória e na conquista desse sonho em particular, e é a estas que aqui venho agradecer.

Aos meus pais, **José** e **Clarita**, que sempre me guiaram e apoiaram, e certamente continuarão guiando e apoiando. Agradeço por todo amor e educação concebidos por estes.

À minha irmã, **Luciane**, pelo carinho e amizade.

À minha **família**, por toda herança cultural e ensinamentos.

À minha namorada, **Mauren**, por todo amor, amizade, companheirismo e compreensão.

Ao amigo, colega e co-orientador deste trabalho, professor Dr. **Felipe Pivetta Carpes**, pela grande amizade e conhecimentos repassados ao longo destes anos.

Ao meu orientador, **Ricardo Demétrio de Souza Petersen**, pela oportunidade de realização de mestrado sob sua tutela e amizade construída ao longo destes anos.

Ao professor Dr. **Carlos Bolli Mota**, pelas oportunidades e conhecimentos oferecidos ao longo da graduação e pós-graduação.

Ao professor **Marco Aurélio Vaz**, pela receptividade e exemplo dentro do LAPEX.

Aos colegas e **amigos da 212** do LAPEX, por todos as discussões e momentos de diversão.

Ao **PPGCMH**, por toda a compreensão e amizade desenvolvida desses anos.

Ao **Laboratório de Biomecânica da UFSM**, pela colaboração nos projetos de pesquisa desenvolvidos, e pela viabilização deste projeto de mestrado.

Aos colegas do **Human Neurophysiology Laboratory**, da University of Alberta, Canadá, especialmente ao professor **David Collins**. Paralelamente, ao **Canadian Bureau of International Education** pelo prêmio concedido que viabilizou a visita a esta universidade.

Aos **amigos**, que desde minha infância contribuíram com a formação do meu caráter.

Aos professores **Flávio Antônio de Souza Castro** e **Luís Augusto Teixeira**, pelas avaliações e contribuições neste projeto de mestrado.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE ABREVIATURAS.....</b>	<b>20</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>21</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>23</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>24</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>25</b>
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>15</b>
2.1 Controle postural.....	15
2.2 Ajustes Posturais Antecipatórios.....	17
2.2.1 Fatores intervenientes.....	21
2.2.2 Influência da fadiga muscular.....	24
2.2.3 Influência da preferência podal sobre os APAs.....	25
2.4 Delimitação do Tema.....	29
<b>3 OBJETIVO GERAL.....</b>	<b>31</b>
3.1 Hipóteses.....	31
<b>4 METODOLOGIA.....</b>	<b>32</b>
4.1 Participantes.....	32
4.2 Protocolos de Avaliação.....	33
4.2.1 Desenho experimental.....	33
4.2.2 Avaliação da preferência podal.....	35
4.2.3 Avaliação dos ajustes posturais antecipatórios.....	35
4.2.3 Avaliação do controle postural em pé.....	38
4.2.4 Protocolo de fadiga muscular.....	38
4.3 Instrumentação.....	39
4.3.1 Atividade elétrica muscular.....	39
4.3.2 Centro de pressão.....	40
4.4 Procedimentos estatísticos.....	41
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>42</b>

5.1 Músculos Anteriores.....	42
5.2 Músculos Posteriores.....	43
5.3 Centro de Pressão .....	46
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>48</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>56</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>68</b>
ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	69
ANEXO B – APAROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA .....	71
ANEXO C – AUTORIZAÇÃO INSTITUCIONAL UFSM.....	72
ANEXO D – ANAMNESE E INVENTÁRIO DE WATERLOO .....	73

## LISTA DE ABREVIATURAS

ap - Direção ântero-posterior do deslocamento do centro de pressão

APA(s) - Ajuste(s) postural(is) antecipatório(s), sistema de correção do equilíbrio

bpm - Batimentos por minuto

CG - Centro de gravidade, ponto de aplicação da força peso do corpo

CP - Centro de Pressão, ponto de aplicação da força resultante do corpo sobre a base de suporte

EMG - Eletromiografia de superfície, técnica para monitorar a atividade elétrica muscular,

FC - Frequência cardíaca, expressa em bpm

Hz - Hertz, unidade de frequência

min - minuto, unidade de tempo

ml - Direção médio-lateral do deslocamento do centro de pressão

mm - milímetro, unidade de comprimento

ms - milissegundo, unidade de tempo

mV - milivolt, unidade de potencial elétrico

RMS - Root Mean Square

RS – Sensor reed-switch, sensor magnético

s - segundo, unidade de tempo

SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles, obra que propõe a padronização dos procedimentos para uso da técnica de eletromiografia de superfície

SNC - Sistema nervoso central

UFRGS - Universidade Federal do Rio Grande do Sul

UFSM - Universidade Federal de Santa Maria



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Desenho experimental do estudo. O protocolo consistiu em um teste de leitura da atividade eletromiográfica (EMG) para identificação dos ajustes posturais antecipatórios e avaliação do controle postural expresso pelo centro de pressão (PRE); realização do protocolo de fadiga unilateral; segundo teste de avaliação dos ajustes posturais antecipatórios e do controle postural (POS). (*) Teste realizado imediatamente após o final do protocolo de fadiga.....	34
Figura 2. Ilustração da atividade eletromiográfica dos APAs, em relação ao início do movimento do braço, nos músculos gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF). Início do movimento identificado como sendo $T_0$ e repouso da ativação muscular calculada pela janela $B$ ( <i>baseline</i> ). .....	37
Figura 3. Posicionamento do sujeito durante o protocolo de fadiga de flexores plantares. ....	39
Figura 4. Valores de APAs para reto femoral (RF) e tibial anterior (TA) de ambos os membros inferiores, quando membro preferido (Fp) e não-preferido (Fnp) foram fadigados. 4A e 4C indicam o comportamento APAs do RF e TA bilateralmente na situação Fp; 4B e 4D ilustram o comportamento dos APAs de RF e TA na situação Fnp. $T_0$ indica o início do movimento de flexão de ombros. ....	44
Figura 5. Valores de APAs para bíceps femoral (BF) e gastrocnêmio medial (GM) bilateralmente, quando a fadiga foi gerada no membro preferido e não-preferido. Os gráficos 5A e 5C indicam o comportamento APAs do BF e GM na situação Fp; os gráficos 5B e 5D ilustram o comportamento dos APAs de BF e GM na situação Fnp. $T_0$ indica o início do movimento de flexão de ombros.....	45
Figura 6. Valor RMS do deslocamento do centro de pressão nas direções ântero-posterior (RMSap) e médio-lateral (RMSml) nas situações PRE e POS fadiga. A figura 6A apresenta os resultados referentes ao grupo que fadigou o membro preferido (Fp), e a figura 6B representa os resultados do grupo que fadigou o membro não-preferido (Fnp). (* $p < 0,05$ ).....	47

Figura 7. Comportamento da área da elipse de 95% do CP nos grupos Fp e Fnp para as situações PRE e POS fadiga. (\*  $p < 0,05$ ) .....48

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Número de participantes em estudos com propósito similar. ....	32
--------------------------------------------------------------------------	----

## RESUMO

Um dos principais mecanismos do sistema nervoso central para o controle da postura estática são os ajustes posturais antecipatórios (APAs). APAs são gerados para responder às perturbações ou estratégias de desestabilização do centro de pressão (CP), como no caso do início da marcha. A fadiga tem efeitos sobre os APAs e CP. No entanto, pouco se sabe sobre o papel da preferência podal sobre as respostas de antecipação entre os membros inferiores. Conseqüentemente, os efeitos da fadiga sobre assimetrias nos APAs não são claros. O objetivo deste estudo foi investigar os efeitos da fadiga unilateral dos flexores do tornozelo do membro preferido (PREF) e não-preferido (NPREF) sobre os APAs de membros inferiores. Em 22 sujeitos jovens e saudáveis, divididos em dois grupos (Fp, n=11; e Fnp, n=11) foi analisada a atividade EMG dos músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio medial (GM) e tibial anterior (TA), bilateralmente, antes (PRE) e após fadiga (POS) voluntária unilateral de flexores plantares. A fadiga muscular foi induzida por um protocolo onde os sujeitos deveriam contrair unilateralmente os flexores plantares elevando o calcanhar ao máximo com o membro preferido (Fp) ou o não-preferido (Fnp) pelo maior tempo possível. Neste protocolo, já descrito na literatura, a cada 10 s, uma nova contração isométrica era executada até que o sujeito não conseguisse mais manter a posição desejada por pelo menos dois minutos. Foi calculado o início da ativação muscular (*onset*) do GM durante movimentos rápidos de flexão bilateral dos ombros, sendo o início deste denominado como  $T_0$ . O *onset* foi calculado em dez tentativas pré (PRE) e pós fadiga (POS) unilateral. Em relação ao CP, foram analisados o RMS nas direções ântero-posterior (RMSap) e médio-lateral (RMSml), e a área da elipse. Após aplicação da análise de variância para medidas repetidas (fatores: perna, grupo e tentativa), não foi encontrada nenhuma diferença significativa em relação aos APAs ( $p>0,05$ ). Entretanto, quando comparamos o RMSml ( $p=0,013$ ) e área da elipse ( $p=0,019$ ) do CP no grupo Fp, encontramos diferenças significativas entre PRE e POS fadiga. A simetria nos APA entre membro preferido e não-preferido denota similar capacidade de respostas à perturbação, independente da preferência podal. Com a adicional perturbação da fadiga muscular, este comportamento permaneceu inalterado, embora o CP tenha apresentado alterações significativas dependentes da preferência podal. Em conjunto, estes resultados suportam a idéia de que o SNC consegue gerar respostas satisfatórias de antecipação em ambos os membros inferiores, mesmo em situação de fadiga, e as alterações no CP médio-lateral indicam maiores contribuições de músculos posturais do quadril na manutenção da postura estática.

Palavras-chave: *Controle postural; fadiga unilateral; preferência podal.*

## ABSTRACT

One of the most important mechanisms of the central nervous system (CNS) working for the control of posture are the anticipatory postural adjustments (APAs). The APAs minimize effects of perturbations influencing the control of the center of pressure (COP). APAs are also involved in the start of movements such as gait. The effects of fatigue on APAs and COP are well known. However, the role of the lower limb preference on symmetry of APAs is not clear. Consequently there is a lack of knowledge concerning effects of fatigue on APAs for preferred and non-preferred limb. This study was to investigate the effects of unilateral fatigue on the APAs of muscles from the preferred (Fp) and non-preferred (Fnp) lower limb. Twenty two healthy subjects were separated in two groups (Fp, n=11; e Fnp, n=11). We analyzed the bilateral EMG activity of rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), gastrocnemius medialis (GM) and tibialis anterior (TA) before (PRE) and after (POS) isometric voluntary exhaustion of ankle plantarflexors muscles. Exhaustion was induced by a protocol where the subjects “stand on toes” unilaterally with the preferred (Fp) or non-preferred (Fnp) lower limb, as long as possible. After 10 s interval, a new isometric contraction was solicited until the subject could not maintain the position longer than two minutes. We calculated the muscular onset during fast bilateral arm rising movements, where the beginning of the movement was denominated  $T_0$ . The muscular onset was calculated in 10 trials pre- (PRE) and post-fatigue (POS). For COP, we analyzed the RMS for the antero-posterior (RMSap), medio-lateral (RMSml) directions, and the ellipse area. After analysis of variance between the factors group (Fp and Fnp), leg (PREF and NPREF) and trial (PRE and POS), dependent t test, and independent t test between legs for every muscle, any statistical significant difference was found in APA generation ( $p < 0.05$ ). However, when compared COP RMSml ( $p = 0.013$ ) and ellipse area ( $p = 0.019$ ) in Fp group, there was significant differences between PRE and POS conditions. The symmetry in APA between lower limbs shows a similar CNS capacity to counteract perturbations induced by ankle plantarflexors fatigue, regardless of limb preference. In spite of the symmetry on APAs, we found significant differences in COP for medio-lateral direction. These results support the idea that the central nervous system can generate enough APAs to counteract a perturbation, even in fatigue situations. The medio-lateral changes in COP are consistent with incapacities of postural muscles of hip to generate the correct responses to maintain the balance.

Keywords: Anticipatory postural adjustments; fatigue; functional laterality

## 1 INTRODUÇÃO

A capacidade de manter a postura em pé é um dos aspectos que diferenciam os seres humanos dos outros animais, sendo também um importante componente para a eficiência da locomoção. Os mecanismos fisiológicos e biomecânicos que permitem ao ser humano ter essa habilidade, denominada genericamente de controle postural, são temas de muitos estudos na área de biomecânica e controle motor.

O sistema nervoso central (SNC) é responsável por grande parte dos mecanismos atuando no controle postural. Dentre suas funções está a produção de ajustes posturais simultaneamente ou antecipadamente a movimentos voluntários (Massion, 1992). Tanto a magnitude quanto o instante de ocorrência destes ajustes posturais dependem da demanda física associada ao movimento, assim como do contexto no qual o movimento está sendo executado, parâmetros que determinarão a magnitude da perturbação produzida. Um ajuste postural antecipatório (APA) pode servir, por exemplo, para reagir contra forças desestabilizadoras do centro de gravidade (CG), bem como atuar contra um movimento de desestabilização na direção de um movimento desejado, como, por exemplo, nos primeiros estágios da marcha.

Um grande número de indivíduos com limitações anatômicas ou funcionais, como, por exemplo, pacientes com acidente vascular cerebral (AVC), paralisias cerebrais, escolioses e/ou traumas na coluna, demonstram pronunciadas assimetrias posturais (Bruyneel, Chavet *et al.*, 2009; Roerdink, Geurts *et al.*, 2009). Assimetrias na postura ereta estática estão associadas com decréscimos na capacidade de produção de força no hemicorpo afetado por um AVC (Bohannon e Larkin, 1985), degeneração nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, ou discrepância no comprimento de membros inferiores (Kappler, 1982; Mahar, Kirby *et al.*, 1985). Alguns fatores temporários, como medo de quedas, acuidade visual alterada, e fadiga muscular, também estão associados com alterações no controle postural (Vuillerme, Nougier *et al.*, 2001; Adkin, Frank *et al.*, 2002).

Sabe-se que a fadiga muscular localizada é responsável por afetar negativamente a função do sistema sensoriomotor, pois acarreta retardamento em suas respostas (Taylor, Butler *et al.*, 2000; Enoka e Duchateau, 2008). Isso sugere o tempo para a execução de uma ação motora sendo um parâmetro relevante no estudo da capacidade do SNC em adaptar o controle postural durante perturbações neuromusculares. Um exemplo disso pode ser visto quando um protocolo de fadiga é aplicado sobre os músculos posturais, como, por exemplo, os flexores plantares, indicando qual seria o mecanismo antecipatório relacionado com o controle da postura estática. A menor capacidade de antecipação reflete déficits na habilidade para contrapor uma perturbação, o que também resulta do envelhecimento. Idosos apresentam a percepção da posição corporal cada vez menos acurada, especialmente em relação à posição vertical do corpo (Barbieri, Gissot *et al.*, 2009) e a incapacidade de responder rapidamente à uma perturbação pode ser um risco eminente para uma queda.

Em relação aos membros inferiores, estudos prévios mostraram, por exemplo, que flexores plantares apresentam assimetrias no torque de flexão produzido, e na ativação elétrica muscular (Valderrabano, Nigg *et al.*, 2007). Adicionalmente, a fadiga muscular em um exercício máximo ou em alta intensidade acarreta maior sincronização de unidades motoras, com maior simetria bilateral nessa característica, na busca de produção de movimento (Boonstra, Daffertshofer *et al.*, 2008). De certa forma, essa reação está associada a facilitação na excitabilidade e comunicação inter-hemisférios cerebrais (Glass, 2001). A comunicação entre os hemisférios é considerada um dos mecanismos atuantes para a minimização das assimetrias laterais (Glass, 2001; Teixeira e Caminha, 2003; Anguera, Russell *et al.*, 2007; Boonstra, Daffertshofer *et al.*, 2008). Embora esse raciocínio auxilie na compreensão dos mecanismos corroborando a simetria na ação dos membros inferiores, pouco se sabe acerca do comportamento dos APAs em relação à preferência lateral. Assim, existe uma lacuna teórica nos estudos sobre os APAs no que diz respeito ao (a) papel da preferência podal sobre os ajustes posturais antecipatórios, e (b) os efeitos da fadiga unilateral sobre estes.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 Controle postural

O controle postural durante a postura estática é definido como uma função complexa que requer a ativação coordenada do sistema proprioceptivo, muscular, visual e vestibular (Fitzpatrick, Gorman *et al.*, 1992; Fitzpatrick, Taylor *et al.*, 1992; Harkins, Mattacola *et al.*, 2005). Em pesquisas sobre a capacidade dos humanos em manter a postura em pé, considerando tanto indivíduos saudáveis quanto com alguma desordem, a variabilidade nos parâmetros de controle postural vem sendo comumente utilizada como um indicador da estabilidade postural. Uma das variáveis comumente utilizadas para a quantificação da variabilidade no controle postural é o centro de pressão (CP). O CP é calculado a partir da força de reação do solo resultante, e suas componentes ântero-posterior (A-P), médio-lateral (M-L), e vertical, bem como seus respectivos momentos (Mello, Oliveira *et al.*, 2007), conforme a equação abaixo:

$$CP_{ap} = [(My - Fx \cdot d)/Fz]$$

$$CP_{ml} = [(Mx + Fy \cdot d)/Fz]$$

Onde,  $My$  é o momento no plano sagital,  $Mx$  é o momento no plano frontal,  $Fz$ ,  $Fx$  e  $Fy$  são as componentes verticais e ântero-posteriores e médio-laterais da força de reação do solo e  $d$  a distância da origem do centro da plataforma até a superfície (Santos, Kanekar *et al.*, 2009). De maneira geral, o deslocamento do CP é utilizado para identificar instabilidades posturais, sendo que seu maior deslocamento é associado a maior instabilidade (Van Emmerik e Van Wegen, 2000).

A simples manutenção da postura ortostática envolve a integração de diferentes mecanismos de controle, nos quais a habilidade motora estática e dinâmica depende da tonicidade muscular e ações reflexas para a manutenção da rigidez da articulação do



tornozelo, tanto a nível medular (Winter, Patla *et al.*, 1998; Winter, Patla *et al.*, 2001), quanto a níveis superiores do sistema nervoso central (Loram e Lakie, 2002; Morasso e Sanguineti, 2002; Lakie, Caplan *et al.*, 2003; Loram, Maganaris *et al.*, 2005). Além disso, o SNC tem a capacidade de reconhecer movimentos e distúrbios eminentes, comandando uma ação muscular antecipatória que atua para minimizar os efeitos destes distúrbios (Morasso e Sanguineti, 2002; Loram, Maganaris *et al.*, 2005).

Essa instabilidade pode resultar de pequenas perturbações capazes de causar rápidas e profundas falhas – que, por exemplo, podem aumentar o risco de quedas, principalmente na população idosa (Arampatzis, Karamanidis *et al.*, 2008). Uma das causas destas perturbações pode ser a fadiga muscular (Mademli, Arampatzis *et al.*, 2008). Nesta e em outras situações, as perturbações precisam ser eficientemente identificadas e inibidas, ou minimizadas, por comandos motores compensatórios. Essas respostas podem emergir de propriedades elásticas ou passivas do músculo esquelético, reflexos espinhais locais e das demais divisões do SNC (Strang e Berg, 2007). Outro tipo de perturbação resulta de movimentos do próprio corpo, como, por exemplo, movimentos dos braços (Allison e Henry, 2002; Baldissera, Rota *et al.*, 2008; Bleuse, Cassim *et al.*, 2008), pernas (Dichgans e Mauritz, 1983; Clement, Gurfinkel *et al.*, 1984) e tronco (Slijper e Latash, 2000). Em ambas as situações é a capacidade de antecipação de movimentos que determina o sucesso na inibição de um movimento prejudicial à estabilidade corporal.

O controle postural pode ser ajustado de duas maneiras: previamente à perturbação (os APAs), ou depois da perturbação, sendo estes conhecidos como ajustes posturais compensatórios (APC) (Massion, 1998; Aruin, Shiratori *et al.*, 2001). Sendo assim, o SNC age em dois momentos, prevendo perturbações ou reagindo contra estas (Massion, 1998; Pozzo, Ouamer *et al.*, 2001). Considerando um protocolo de perturbação envolvendo, por exemplo, a flexão dos ombros, na fase preparatória (fase dos APAs) os músculos posturais são ativados antes dos motores primários (flexores do ombro, para o exemplo citado), tendo como principal função antecipar efeitos desestabilizadores do movimento que irá alterar a posição do centro de gravidade, aumentando a instabilidade. Já na fase compensatória, os músculos posturais são ativados após os motores primários com o objetivo de criar uma resposta

pós-perturbatória, corrigindo possíveis desestabilizações (fase dos APCs) (Santos, Kanekar *et al.*, 2009).

Em ambos, APA ou APC, são utilizadas informações sensoriais do sistema vestibular, somatosensorial e visual, processadas em dois momentos distintos pelo SNC: durante o APA, as informações sensoriais são utilizadas até o momento em que uma perturbação postural é imposta ao organismo, ao passo que o controle do APC é caracterizado por um contínuo processamento de informações sensoriais, gerando respostas contínuas durante o controle postural (Riemann e Lephart, 2002). A dependência exclusiva do APC durante perturbações no equilíbrio pode não ser suficiente para a manutenção da estabilidade postural durante um movimento. Isto pode ocorrer devido às propriedades inerciais do corpo, que produzem defasagens mecânicas, afetando a eficiência dos ajustes posturais. Na maioria das vezes, é necessário que os ajustes posturais se antecipem ao desequilíbrio produzido pela ação motora (Toussaint, Michies *et al.*, 1998; Aruin, 2003). Entretanto, nem toda perturbação pode ser prevista pelo organismo. O APC depende diretamente das informações sensoriais durante o desequilíbrio para gerar uma resposta coerente e eficiente em relação à perturbação (Horstmann e Dietz, 1988).

## **2.2 Ajustes Posturais Antecipatórios**

O movimento de um segmento corporal pode gerar uma perturbação na postura e no equilíbrio, pois o deslocamento de um segmento normalmente resulta no deslocamento do centro de gravidade. O deslocamento do centro de gravidade acarreta um desequilíbrio, que deverá ser compensado com o objetivo de alcançar novamente a situação de repouso, onde a força peso é projetada dentro da área de suporte. Desta forma, o movimento de um segmento corporal (sendo o início do movimento é denominado  $T_0$ ) é geralmente precedido ou acompanhado por ativações musculares de um ou de vários outros músculos em segmentos que não estão diretamente envolvidos com o movimento focal. Estas ativações musculares são chamadas de ajustes posturais antecipatórios (APAs) (Massion, 1992), sendo controladas pelo SNC (Malouin e

Richards, 2000). Em outras palavras, os APAs são considerados comandos paralelos de *feedforward* gerados para minimizar os distúrbios no equilíbrio decorrentes de movimentos paralelos (Bouisset e Zattara, 1987; Friedli, Cohen *et al.*, 1988; Massion, 1992). Estes podem ser claramente observados em movimentos de flexão de ombro em situação de equilíbrio estático; os primeiros músculos a serem ativados são os músculos das pernas envolvidos no controle postural, instantes (aproximadamente 50-100 ms) antes do início da ativação elétrica do deltóide anterior (Bouisset e Zattara, 1987; Massion, 1992). Músculos proximais e distais da região ventral e dorsal do tronco, assim como membros inferiores também são ativados antecipadamente a fim de manter a estabilidade da postura em pé (Carpenter, Thorstensson *et al.*, 2005).

Músculos proximais e distais de membros inferiores possuem diferentes papéis no controle dos APAs: os músculos proximais respondem aos padrões gerados pelo programa motor generalizado (PMG) de APAs; enquanto que os músculos distais respondem a ajustes finos ou inclusão de parâmetros no PMG dos APAs, principalmente durante perturbações (Shiratori e Latash, 2000; Slijper e Latash, 2004). Belen'kii, Gurfinkel e Paltzev (1967) foram os primeiros a demonstrar mudanças na atividade eletromiográfica dos músculos posturais em humanos antes e durante movimentos voluntários de um membro superior e sua especificidade quanto ao movimento. Desde então, ajustes posturais antecipatórios vêm sendo estudados em relação à magnitude de seus efeitos.

Aruin et al (2001) sugerem que a geração de APAs é afetada por três fatores, sendo eles (1) as magnitudes e direções esperadas da perturbação, (2) as ações voluntárias associadas à perturbação, e (3) a postura na realização de uma tarefa. A geração dos APAs pode ser influenciada (a) pela magnitude das perturbações posturais, ou seja, quanto maior a magnitude da perturbação, maior o APA (Aruin e Latash, 1996), (b) pela direção de movimento, sendo que movimentos no sentido ântero-posterior causam maiores APAs quando comparados a movimentos no sentido médio-lateral (Aruin e Latash, 1995), (c) posição relativa de segmentos corporais (Krishnamoorthy e Latash, 2005), (d) grau de estabilidade postural (em piores graus de estabilidade, menores os APAs) (Aruin, Forrest *et al.*, 1998), e também (e) por

informações táteis e proprioceptivas, como, por exemplo, quando um ponto de referência tátil é oferecido ao sujeito (Clapp e Wing, 1999; Slijper e Latash, 2004).

Os APAs podem exercer dois papéis: agir contra uma perturbação ou, ser um agente perturbatório. Agindo contra uma perturbação os APAs tendem a alterar forças inerciais a fim de prover estabilidade durante movimentos voluntários, como por exemplo, a ação antecipada dos músculos posteriores da coxa em resposta a movimentos de flexão de ombros (Zattara e Bouisset, 1986). Como os APAs são pré-programados, na maioria dos casos não são levadas em consideração possíveis alterações no ambiente, como irregularidades no terreno ou objetos atingindo o corpo (Toussaint, Michies *et al.*, 1998; Bouisset e Do, 2008). Já para os movimentos como do início da marcha, os APAs são considerados como agentes perturbatórios, pois causam a desestabilização ântero-posterior permitindo o início da marcha (Noe, Quaine *et al.*, 2004). Em tarefas de transferência de peso nos membros inferiores durante a postura ereta estática, assim como ocorre para a marcha, os APAs também são responsáveis pelo desequilíbrio inicial (Do e Roby-Brami, 1991).

Os APAs são controlados pelo SNC, que analisa as situações ambientais e tem a capacidade de gerar respostas em relação aos estímulos prevendo possíveis perturbações extrínsecas (Noe, 2006; Laessoe e Voigt, 2008). Dessa forma, o SNC busca prever as perturbações posturais associadas com movimentos planejados com o objetivo de minimizar os efeitos das perturbações pela geração de correções antecipatórias (Kazennikov, Solopova *et al.*, 2008). Nesse caso, os APAs atuam como mecanismos de segurança contra quedas (Krishnamoorthy e Latash, 2005). Vias corticomotoras parecem não estar envolvidas com o controle dos APAs (Friedli, Hallett *et al.*, 1984), apenas as vias corticoespinhais parecem contribuir para os APAs pré-definidos (quanto ao tipo e ordem de execução). Isto suporta a teoria de que o movimento antecipatório é pré-definido antes dos movimentos voluntários acontecerem (Mackinnon, Bissig *et al.*, 2007).

O SNC também utiliza informações da própria ação motora para estimar a magnitude da perturbação e gerar APAs (Shiratori e Aruin, 2007). Entretanto, algumas alterações específicas podem ocorrer para o controle dos APAs, dentre elas, alterações proprioceptivas em músculos posturais e do pescoço (Kasai, Yahagi *et al.*, 2002; Slijper

e Latash, 2004). Além disso, os APAs e os movimentos voluntários provavelmente sejam controlados por diferentes vias (Aruin, Shiratori *et al.*, 2001; Kanekar, Santos *et al.*, 2008). Slijper *et al.* (2002) cita que os APAs e os movimentos focais podem ser gerados separadamente, sugerindo a possibilidade de um comando para músculos focais e outro para posturais, corroborando os achados de Mackinnon *et al.* (2007).

Visando a compreensão do comportamento dos APAs durante perturbações em indivíduos saudáveis ou com alguma patologia, pesquisadores iniciaram o uso de protocolos envolvendo diversos desenhos experimentais. O controle dos APAs já foi estudado considerando perturbações aplicadas diretamente sobre o sujeito, ou na sua base de suporte, resultando em antecipações de, em média, 50 a 100 ms para diferentes músculos (Allison e Henry, 2002). Com relação ao controle da postura estática, Gatev, Thomas *et al.* (1999) observaram picos de atividade mioelétrica no músculo gastrocnêmio entre 200 e 270 ms antes de movimentos ântero-posteriores do CP, mensurado por establiogramas. Quando a variabilidade do tempo de início dos APAs entre sujeitos com e sem dor lombar foi analisada, o tempo de início dos APAs foi maior nos sujeitos que não apresentavam dor lombar, apesar da causa destas alterações permanecer desconhecida (Jacobs, Henry *et al.*, 2009).

O déficit nos APAs em situações de instabilidade postural representa uma estratégia defensiva do SNC, pois, nesse caso, uma reação compensatória é gerada após a perturbação ser identificada. A origem do APA pode ser reflexo de um processo de controle individualizado, que pode depender das características da tarefa - embora com certa autonomia do SNC - ou advém de um padrão distinto periférico de um único processo de controle em ambas as articulações (focal e articulações posturais). Este controle produz um comando que mais tarde é transformado (processado), dando lugar a comandos para cada articulação. O processo desta transformação é assumido de forma a refletir, em especial, a experiência prévia do sujeito com a tarefa ou com tarefas semelhantes.

Alguns fatores intervenientes podem ter influência sobre os APAs. Estes estão envolvidos, principalmente, com alterações na latência dos APAs, influenciando a função e o comportamento destes.

### 2.2.1 Fatores intervenientes

Os APAs são mecanismos que auxiliam na manutenção da estabilidade na postura ortostática e sofrem influência de diversos fatores intervenientes. Alguns fatores que podem alterar os APAs incluem o estado psicológico, idade ou patologias. A seguir serão discutidos alguns dos principais fatores intervenientes na geração dos APAs.

O estado de humor, por alterar o nível de ativação, pode aumentar a latência dos APAs, prejudicando a habilidade de contraposição a uma perturbação (Kitaoka, Ito *et al.*, 2004). O medo de quedas também pode reduzir os ajustes posturais como mecanismo de prevenção contra quedas (Adkin, Frank *et al.*, 2002), sendo que estes autores encontraram valores de APA entre 380 ms e 390 ms, aproximadamente, para os músculos flexores e extensores do tornozelo. Em tarefas de alta demanda atencional, os APAs são atrasados, alterando os movimentos focais (Haridas, Gordon *et al.*, 2005).

Quando os APAs são avaliados em relação à idade, são encontradas algumas diferenças. Idosos realizando movimentos de flexão unilateral de ombro, em baixas velocidades, não demonstram alterações no equilíbrio, no entanto, quando a velocidade para este tipo de movimento é aumentada, os APAs também aumentam significativamente (Bleuse, Cassim *et al.*, 2002). Tanto jovens quanto idosos utilizam APAs para minimizar perturbações (Laessoe e Voigt, 2008). Entretanto, adultos e idosos geram menores antecipações quando comparados a indivíduos jovens e crianças (Bleuse, Cassim *et al.*, 2006; Palluel, Ceyte *et al.*, 2008). Sujeitos jovens apresentam maiores antecipações quando perturbações são aplicadas à base de suporte do que idosos (Bleuse, Cassim *et al.*, 2006; Bugnariu e Sveistrup, 2006). Como exemplo, no estudo de Bleuse *et al.* (2006), foram encontrados valores de APA no músculo bíceps femoral com latência de 98 ms a 175 ms, entre 100 ms e 176 ms para o músculo quadríceps, de 78 ms a 216 ms para o músculo tibial anterior e 112 ms a 212 ms no músculo sóleo, para jovens e idosos, respectivamente. Algumas patologias, como a doença de Parkinson, alteraram o padrão dos APAs, fazendo com que estes apresentem APAs de menor magnitude devido a menor atividade muscular presente em

sujeitos com esta patologia, apesar do programa motor gerado para a execução desta tarefa permanecer o mesmo (Bleuse, Cassim *et al.*, 2008). Já crianças autistas apresentam menores APAs, possivelmente por alterações no padrão de movimentos, neste caso, redução na velocidade, que leva a repostas mais precisas do SNC, necessitando menores APAs (Schmitz, Martineau *et al.*, 2003).

Os APAs também podem apresentar dependência quanto a fatores experimentais como, por exemplo, o tempo de preparação para uma perturbação, o instante da perturbação, a presença (ou ausência) de movimentos voluntários, velocidade de movimentos focais e área da base de suporte. Entretanto, estes APAs podem ser gerados sem uma ação explícita dos sujeitos, desde que o tempo para a geração desta resposta seja suficiente para a produção do APA (Arui, Shiratori *et al.*, 2001). Os APAs dependem da velocidade do movimento focal, sendo que, quanto maior a velocidade do movimento focal, maior será a antecipação (Yoshida, Nakazawa *et al.*, 2008) podendo estes desaparecerem quando a estabilidade postural está comprometida (Nouillot, Do *et al.*, 2000). Uma base instável também pode aumentar ou diminuir APAs, dependendo de qual músculo é analisado. O bíceps femoral, por exemplo, pode ter uma diminuição dos APAs quando comparado ao músculo sóleo em função de uma base instável induzida por vibração de ambos músculos (Kasai, Yahagi *et al.*, 2002). A intensidade da ativação depende também do grau de estabilidade, pois quando o sujeito tem uma menor base de suporte (apoio unipodal, por exemplo), maior é o APA (Santos e Arui, 2009).

As mudanças nos padrões de APAs são tarefa-dependentes (Slijper e Latash, 2004). Alguns estudos verificaram qual o comportamento dos APAs em relação ao equilíbrio estático durante tarefas de apontar com membros superiores (Bonnetblanc, Martin *et al.*, 2004; Yiou, Schneider *et al.*, 2007; Nana-Ibrahim, Vieilledent *et al.*, 2008). Este tipo de protocolo, no qual o sujeito deve rapidamente apontar um alvo durante a postura ereta estática, produz alterações no padrão de movimento quando comparado a tarefa de simplesmente flexionar os braços, por induzir uma diferente mecânica de movimento principalmente em relação aos músculos do tronco (Martin, Teasdale *et al.*, 2000). Os resultados deste tipo de estudo sugerem que o SNC é capaz de interagir com as características dos movimentos focais em todo o programa motor, como por

exemplo, nestas tarefas de apontar. Para tais ações, sabe-se que o movimento das mãos não é o primeiro a ser iniciado, como, por exemplo, quando o objeto está fora de alcance, o tronco inicia seu movimento antes que a mão (Archambault, Pigeon *et al.*, 1999). Evidências sugerem que os APAs não sejam responsáveis pelas alterações biomecânicas no início da tarefa de apontar, mas sim, sobre a dinâmica do próprio movimento (Yiou e Schneider, 2007; Yiou, Schneider *et al.*, 2007). Diminuindo o tamanho do alvo nesse tipo de tarefa, pode haver um aumento nos APAs (Bonnetblanc, Martin *et al.*, 2004; Nana-Ibrahim, Vieilledent *et al.*, 2008). Ou seja, a tarefa de apontar aliada à rápida flexão de braços, exige uma maior demanda atencional, fazendo com que uma resposta postural nos músculos do tronco seja gerada, estabilizando, assim, o corpo de forma geral.

Dentre os modelos experimentais de desestabilização postural está a alteração na posição da base de suporte ou a aplicação de vibração nos tendões, que altera o processamento de informação pelos órgãos tendinosos de Golgi e fusos musculares, podendo assim alterar tanto o equilíbrio quanto o comportamento dos APAs (Kasai, Yahagi *et al.*, 2002; Slijper e Latash, 2004; Ruget, Blouin *et al.*, 2008). Nesse sentido, vibrações com frequência de 40 Hz aplicadas sobre o tendão de Aquiles de humanos provocam alterações no padrão dos APAs, enquanto que maiores frequências são compensadas por outros sistemas de controle, como por exemplo, vias corticais (Kasai, Yahagi *et al.*, 2002), não gerando perturbações no equilíbrio estático (Ruget, Blouin *et al.*, 2008). Os efeitos da vibração tendínea sobre os APAs podem ser minimizados quando o sujeito toca com os dedos um ponto fixo de referência (Lackner, Rabin *et al.*, 2000). Este ponto de referência diminui a produção de APAs, porque a tarefa é executada de forma geral, sendo apenas novos parâmetros incluídos na execução da tarefa. Aumentando as vias de *feedback* sensorial (neste caso, adicionando o tato), pode-se diminuir a necessidade da inclusão de novos parâmetros na antecipação de movimentos (Slijper e Latash, 2000).



## 2.2.2 Influência da fadiga muscular

Atualmente existe uma grande discussão na literatura quanto a utilização dos termos fadiga e exaustão. Neste estudo, definimos fadiga como diminuição na capacidade de geração de força e potência muscular durante contrações isométricas de flexão de tornozelo.

O exercício físico é um exemplo de perturbação afetando a capacidade de controle postural. Dados ainda não publicados (Wiest et al. - submetido) sugerem que a fadiga\* acarreta alterações no comportamento do CP (área e comprimento), principalmente em quando resultante de corrida em esteira rolante. O estudo também mostrou que algumas características do CP podem ser dependentes da modalidade de exercício (quando se comparou corrida e ciclismo). Essas alterações no controle postural são efeitos da fadiga muscular (Nardone, Tarantola *et al.*, 1997; Nardone, Tarantola *et al.*, 1998; Vuillerme, Nougier *et al.*, 2001; Vuillerme, Danion *et al.*, 2002; Vuillerme, Forestier *et al.*, 2002).

Poucos estudos consideram os efeitos da fadiga sobre os APAs. A maioria dos estudos que se dedicou a esta questão relata alterações nos APAs de músculos extensores da coluna após a fadiga de músculos posteriores da coxa (Yiou, Heugas *et al.*, 2009), da região lombar (Allison e Henry, 2002; Strang e Berg, 2007; Kanekar, Santos *et al.*, 2008) e abdominal (Morris e Allison, 2006), além da fadiga induzida por corrida (Strang, Choi *et al.*, 2008). O efeito da fadiga sobre o padrão dos APAs pode ser dependente do músculo fadigado, possivelmente, por isto influenciar a atividade de órgãos sensoriais importantes para a manutenção da postura em pé. Quando músculos extensores da coluna lombar foram fadigados, maiores valores de APA foram encontrados (29 ms pré fadiga e 36 ms pós fadiga, em média) (Allison e Henry, 2002); quando a fadiga foi gerada em músculos abdominais, foi encontrado um decréscimo na atividade EMG durante os APAs (Morris e Allison, 2006); após fadiga unilateral de flexores e extensores do joelho foram encontrados maiores APAs em músculos como o bíceps femoral, quadríceps e paraespinhais, bilateralmente, reforçando a idéia de que os APAs são gerados pelo SNC (Strang, Berg *et al.*, 2009). A fadiga pode gerar uma menor excitação antecipatória de músculos posturais, sendo compensada por uma

menor antecipação, tornando os APAs de musculaturas auxiliares mais longos (Allison e Henry, 2002; Vuillerme, Forestier *et al.*, 2002; Morris e Allison, 2006; Strang e Berg, 2007; Strang, Choi *et al.*, 2008). O CP pode permanecer inalterado em situações de fadiga devido a atuação dos APAs (Strang e Berg, 2007), demonstrando que as mudanças nestes não estão exclusivamente relacionadas com os efeitos da fadiga, e sim, apenas refletem uma estratégia compensatória contra uma incapacidade de produção de força por parte dos músculos posturais (Yiou, Mezaour *et al.*, 2009).

Os efeitos da fadiga sobre os APAs também foram analisados em relação aos músculos posturais e focais. Tanto o aumento na velocidade de movimentos focais (flexão de ombros) quanto a fadiga provocada nos músculos focais podem diminuir o tempo dos APAs dos músculos posteriores da coxa (Kanekar, Santos *et al.*, 2008). Isto indica que o SNC pode empregar uma estratégia comum para o controle da postura e movimentos focais. A ordem de ativação EMG em relação aos APAs também é alterada em situações de fadiga. Em situações normais os músculos são inicialmente ativados na direção distal para proximal (Friedli, Hallett *et al.*, 1984; Zattara e Bouisset, 1988), enquanto em situações de fadiga esta ordem pode ser alterada de proximal para distal, sucedida de uma maior co-ativação dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior (Kanekar, Santos *et al.*, 2008), aumentando a rigidez articular e indicando a necessidade de inclusão de novos parâmetros no programa motor provocada pela fadiga.

Sabendo-se que os APAs de músculos contralaterais aos fadigados podem ser alterados e que a fadiga de músculos focais altera os APAs de membros inferiores, pode-se supor que este controle seja realmente feito pelo SNC. Com isso, compreendemos a importância de estudos que demonstrem como a fadiga de músculos posturais, como por exemplo, os flexores plantares, agem sobre o controle dos APAs.

### **2.2.3 Influência da preferência podal sobre os APAs**

Os APAs também podem ser analisados quanto ao seu comportamento em relação à preferência podal, visto que cada membro inferior pode apresentar um

diferente papel na execução de determinadas tarefas. Teixeira e Teixeira (2008) estudaram o papel da variabilidade da preferência podal em tarefas de estabilização e mobilização em jogadores de futebol de diferentes faixas etárias. Estes autores concluíram que a escolha de uma perna como membro preferido em tarefas de estabilização possui alta variabilidade quando diferentes tarefas são aplicadas. Entretanto, em tarefas de mobilização, uma preferência consistente é observada. Isto demonstra que o recrutamento de um dos membros inferiores para a tarefa de estabilização não depende da experiência deste membro nesta tarefa, e sim da possibilidade de escolha que é dada ao sujeito em diferentes tarefas, concluem os autores.

Teyssedre, Lino et al. (2000) mostraram que há um atraso nos APAs com o membro não-preferido em tarefas de apontar com o sujeito posicionado sentado. Assimetrias nas ações motoras estão associadas com padrões assimétricos de APAs em indivíduos saudáveis (Aruin, Ota *et al.*, 2001; Aruin, Shiratori *et al.*, 2001; Shiratori e Aruin, 2004; Aruin, 2006), o que sugerem ambos estes fatores, preferência podal e APAs, exercendo influência sobre o controle postural. Algumas correntes teóricas sugerem que existe um sinergismo no controle dos membros inferiores para o controle da postura ereta estática (Ting e McKay, 2007). Este sinergismo não seria afetado por déficits sensoriais (Stapley, Ting *et al.*, 2002); é um padrão genético aperfeiçoado com novas experiências sendo controlado por mecanismos contínuos de *feedforward* e *feedback* sensorial (Ting e McKay, 2007). Pode existir um pequeno efeito da preferência de membros inferiores nos APAs, isto porque foram encontrados poucos efeitos sobre o deslocamento médio-lateral do CP (Yiou, Mezaour *et al.*, 2009). O sistema muscular postural pode ter dificuldade em gerar informações unidirecionais para os membros inferiores, entretanto, estas alterações médio-laterais em situações unipodais são importantes pela diminuição na base de suporte (Yiou, Mezaour *et al.*, 2009). A diminuição da base de suporte contribui para a diminuição na velocidade de execução dos movimentos focais, como em tarefas unilaterais de apontar (Yiou, 2005; Yiou, Hamaoui *et al.*, 2007).

Quando perturbações ou diferentes tarefas são induzidas, estas podem gerar alterações quanto à duração e função dos APAs para membro preferido e não-

preferido. Os APAs apresentam maior duração no membro não-preferido quando comparado ao preferido em situações unipodais ou bipodais, com o objetivo de manter constante o nível de força inercial (Yiou, Mezaour *et al.*, 2009). O SNC atrasa o movimento focal para que a postura adequada seja definida, sendo este dependente da capacidade do sistema postural gerar uma antecipação adequada para agir contra a perturbação gerada por membros superiores (Le Bozec e Bouisset, 2004). Caso esta capacidade seja afetada, o controle postural pode ser reduzido durante movimentos focais, conseqüentemente, o SNC reduz a performance dos movimentos focais para a diminuição da perturbação (Yiou, Mezaour *et al.*, 2009). Os APAs são mais longos quando existe a necessidade de corrigir a força inercial gerada por perturbações (Yiou, Mezaour *et al.*, 2009). Já em movimentos de flexão unilateral de ombro, o padrão dos APAs é mantido, sendo estes gerados no sentido do movimento (Shiratori e Aruin, 2007). O APA pode ocorrer em maior magnitude no membro contralateral durante tarefas de flexão de ombro, sendo que quanto maior a amplitude de movimento, maior o APA (Baldissera, Rota *et al.*, 2008).

Alguns estudos buscaram entender qual o papel das assimetrias no controle da postura dinâmica e estática. As assimetrias posturais, como, por exemplo, as assimetrias na distribuição de peso (Rodriguez e Aruin, 2002; Genthon e Rougier, 2005), podem ser provocadas por fatores intrínsecos ou extrínsecos. Fatores intrínsecos incluem anormalidades como hemiparesias e discrepância do comprimento de membros (Mccarthy e Macewen, 2001). Fatores extrínsecos estão associados com situações de trabalho, como por exemplo, em indústrias, quando cargas excessivas são erguidas em posições assimétricas, ou *designs* ineficientes de calçados, pisos, cadeiras e travesseiros. No entanto, uma relação direta entre assimetrias na distribuição de peso e alterações no controle postural não podem ser assumidas como de “causa” e “efeito” (Blaszczyk, Prince *et al.*, 2000).

Sabe-se que assimetrias são necessárias nos membros inferiores para estabilizações contra perturbações, bem como para permitir um melhor controle da dinâmica corporal durante atividades de vida diárias (Sadeghi, Prince *et al.*, 2004). Isso pode ser exemplificado pela possível categorização funcional dos membros inferiores no andar, sendo o membro preferido responsável pela propulsão, enquanto o não-

preferido pelo equilíbrio na locomoção (Hirokawa, 1989). Valderrabano, Nigg et al. (2007) avaliaram sujeitos ativos gerando torque isométrico de músculos flexores e extensores do tornozelo e concluíram que estes demonstram diferentes níveis de ativação entre o membro inferior preferido e não-preferido, sendo que o preferido apresenta menor mediana da frequência EMG para os músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial, além de apresentar maior torque voluntário máximo de tornozelo quando comparado ao não-preferido. Esta menor mediana da frequência no sinal EMG pode indicar uma maior ativação de fibras de contração lenta (Tipo I) no membro preferido, sugerindo maior ativação de fibras de contração rápida (Tipo II) no membro não-preferido (Wakeling, Kaya *et al.*, 2002). Estas diferenças entre valores da mediana da frequência do sinal EMG, aliadas a diferentes valores de torque para o membro preferido em comparação ao não-preferido, sugerem a existência de assimetrias no comportamento e na função dos membros inferiores.

Reisman, Block et al. (2005) avaliaram a coordenação entre os membros inferiores durante a marcha. Estes demonstraram que existem adaptações na coordenação inter-membros após uma série de treino de 10 min em esteira rolante com velocidades diferentes de marcha para cada membro. Estas mudanças podem ser armazenadas, demonstrando que os sujeitos criam um novo padrão de coordenação inter-membros. Em contraste, os parâmetros intra-membros não se adaptam quando as velocidades para cada membro são reajustadas para a mesma velocidade. Os sujeitos relataram que após a esteira ter sido novamente reajustada para a mesma velocidade, eles continuaram com a sensação de que os membros ainda se moviam em diferentes velocidades. Isto pode ser causado por alterações na propriocepção ou por um descompasso entre a sensação esperada versus atual para cada membro em um determinado programa motor. Estes resultados sugerem que o sistema nervoso emprega diferentes processos para alterar e armazenar diferentes parâmetros de locomoção, que podem inclusive ser armazenados para cada membro inferior.

Poucos estudos consideraram os efeitos da antecipação para membros inferiores levando em consideração a preferência podal. Teixeira (2008) encontrou tempos de antecipação inconsistentes entre sujeitos, com uma ampla variação na magnitude e direção de assimetrias manuais. A ausência de uma direção consistente nas

assimetrias manuais sugere que a antecipação não é gerada de forma lateralizada. Estes resultados sugerem que assimetrias manuais no controle motor em humanos não são determinadas por alguns componentes no cérebro determinando a assimetria geral da função. Particularmente, isto parece ser resultado da combinação de vários componentes sensoriomotores na organização do comportamento que influencia a lateralidade por vias específicas.

Mezaour et al. (2009) estudaram os efeitos de tarefas simétricas de membro superiores durante posturas assimétricas (posições uni e bipodais), quanto aos APAs. Estes autores encontraram que existem assimetrias na resposta postural adaptativa, demonstrando que existem diferentes estratégias para manter o equilíbrio. Entretanto, não foram encontradas diferenças nos APAs entre as situações uni e bipodais. Ainda existem poucos estudos que buscaram avaliar o papel dos APAs em relação à preferência podal (Aruin, 2006; Lin, Nussbaum *et al.*, 2009) sendo que não foi encontrado nenhum estudo que tratou esta relação em situações de fadiga de flexores de tornozelo. A fadiga nos músculos flexores do tornozelo poderia diminuir os APAs destes e, conseqüentemente, provocar importantes alterações no controle postural. Estudos relacionados a este tema poderiam contribuir para o avanço no conhecimento do comportamento de cada membro inferior em situações estáticas, podendo desta forma, melhorar a qualidade de vida de, por exemplo, pessoas idosas, as quais possuem déficits no tempo de reação além de sofrerem os efeitos da sarcopenia.

## **2.4 Delimitação do Tema**

Considerando que a fadiga de músculos da extremidade inferior leva ao aumento da instabilidade postural, não existem evidências sobre o papel da preferência podal sobre essa relação considerando APAs. Estudos prévios mostraram diferenças entre membros inferiores em relação à força gerada durante o andar (Vagenas e Hoshizaki, 1989), correr (Zifchock, Davis *et al.*, 2006) e pedalar (Carpes, Rossato *et al.*, 2007), mas em situações estáticas o papel da preferência podal quanto aos APAs não é bem definido. Uma forma de propor respostas para estas questões seria abordar a relação

entre preferência podal e APAs em situações diversas, sendo o caso deste estudo, a comparação entre situações com e sem fadiga muscular. Alterações na distribuição de peso podem aumentar a incidência de quedas por aumentarem o deslocamento do CP na direção médio-lateral (Anker, Weerdesteyn *et al.*, 2008).

Existe um padrão assimétrico de aceleração antecipatória em relação ao segmento ipsi ou contralateral (Bouisset, Richardson *et al.*, 2000). Ações assimétricas estão associadas com padrões assimétricos na geração de APAs (Aruin, Shiratori *et al.*, 2001; Shiratori e Aruin, 2004). Em uma tarefa na qual foi realizada rotação externa de 45° de um dos pés, houve alteração na organização dos APAs, diminuindo a atividade EMG dos músculos da perna envolvida (Aruin, 2006). Os sujeitos também podem pré-selecionar uma perna para antecipar movimentos, mesmo que sejam movimentos desconhecidos, podendo alterar características de velocidade e estabilidade postural, e/ou uma resposta apropriada em relação ao ambiente (Jacobs e Horak, 2007).

Entender as respostas dos APAs em relação à preferência podal e o efeito da fadiga muscular poderia prover dados normativos para estudos comparativos, considerando, por exemplo, populações especiais como idosos, diabéticos ou pessoas com lesões cerebelares. Entender como é o padrão dos APAs quanto à preferência podal em situações com e sem fadiga durante a postura ereta estática pode também ampliar a compreensão do papel de cada membro quanto ao controle da postura, principalmente para pessoas que sofreram cirurgias nos membros inferiores (como por exemplo, reconstituição do tendão de Aquiles) e necessitam algum tipo de reabilitação. Estes aspectos poderiam ainda auxiliar na investigação das razões e implicações da preferência podal, que permanecem atraindo a atenção de diversos pesquisadores do comportamento motor humano. Baseado nestes pressupostos, os APAs e suas relações com preferência podal e fadiga são os temas desta investigação.

### 3 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste estudo foi verificar a influência da fadiga muscular sobre assimetrias nos ajustes posturais dos membros preferido e não-preferido em uma tarefa de flexão bilateral de ombro.

#### 3.1 Hipóteses

*A fadiga muscular dos flexores plantares induzirá maiores atrasos na geração de APAs no membro fadigado. Considerando que a fadiga gera alterações no controle motor quanto à ordem de ativação (proximal-distal), a antecipação do controle postural poderia ser atrasada pela fadiga muscular, pois esta influencia a atividade de órgãos sensoriais importantes para a manutenção da postura em pé, como os órgãos proprioceptivos.*

*Considerando os APAs em relação à preferência podal, a fadiga isométrica de flexores plantares induzirá maiores APAs no membro não-preferido. A preferência podal tende a variar conforme a tarefa ou perturbação aplicada, mas apresenta dependência da confiança em um determinado membro para execução da tarefa, a fadiga induzirá uma maior antecipação no membro contralateral e, conseqüentemente, maiores deslocamentos na direção médio-lateral.*



## 4 METODOLOGIA

### 4.1 Participantes

Participaram deste estudo 22 voluntários, de ambos os sexos, com idade média  $\pm$  desvio-padrão de  $26 \pm 5$  anos, estatura de  $171 \pm 11$  cm, e massa corporal de  $65,4 \pm 12,8$  kg. Os sujeitos foram divididos aleatoriamente em dois grupos compostos por 11 sujeitos, sendo que o primeiro realizou o protocolo de fadiga no membro preferido (Fp), tendo cinco sujeitos do sexo feminino e 6 do sexo masculino, e o segundo no membro não-preferido (Fnp), tendo 6 sujeitos do sexo feminino e 5 do sexo masculino. O número de participantes foi determinado a partir do número de participantes em estudos publicados e com escopo semelhante (Tabela 1).

**Tabela 1.** Número de participantes em estudos com propósito similar.

<b>Estudo</b>	<b>Número de sujeitos</b>
Bleuse et al. (2008)	20
Laessoe and Voigt (2008)	24
Harkins et al. (2005)	20
Hwang et al. (2006)	15
Rocchi et al. (2006)	21
Anker et al. (2008)	15
Schmitz et al. (2003)	26
Mello et al. (2007)	22
Bleuse et al. (2006)	20
Jacobs et al. (2009)	20

Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO A) aprovado pelo Comitê de Ética local (ANEXO B), firmando estarem cientes

sobre os protocolos utilizados e os objetivos do estudo. Critérios de exclusão envolveram experiências prévias de participação em estudos sobre controle postural, preferência podal para estabilização bem definida (avaliada pelo inventário revisado de Waterloo), e caso os sujeitos apresentassem histórico de doenças cerebelares, vestibulares, ou lesões graves nos membros inferiores. Os procedimentos experimentais foram realizados no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Maria (ANEXO C).

## **4.2 Protocolos de Avaliação**

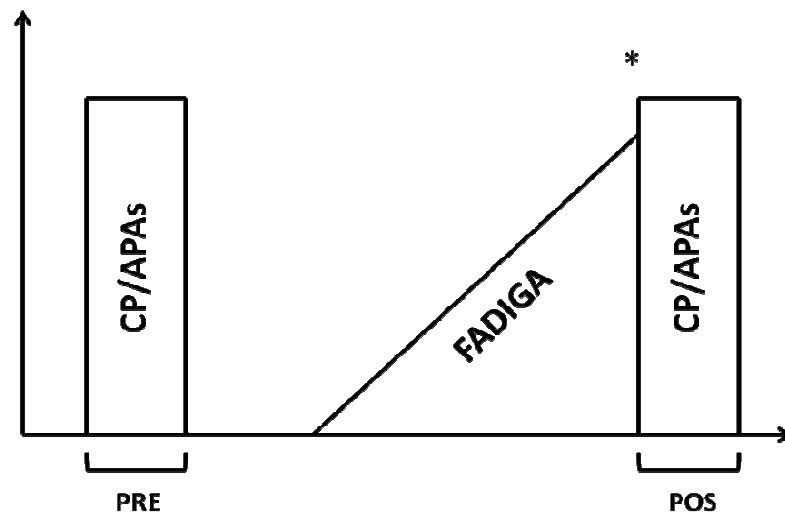
### **4.2.1 Desenho experimental**

Os procedimentos experimentais foram completados, para cada sujeito, em um único dia, tendo a sessão experimental uma duração de, em média, uma hora e trinta minutos. Os sujeitos foram avaliados em relação a parâmetros antropométricos (estatura e massa corporal), e responderam o inventário revisado de Waterloo para determinação da preferência podal (Elias, Bryden *et al.*, 1998). Os sujeitos foram distribuídos randomicamente entre os grupos, sendo que metade destes realizou o protocolo de fadiga no membro preferido (Fp) e a outra metade no não-preferido (Fnp).

O objetivo do protocolo experimental foi investigar a influência da fadiga unilateral sobre a preferência podal e controle dos APAs no membro inferior preferido e não-preferido. Dessa forma, as variáveis de interesse foram a ativação elétrica muscular, utilizada para identificar os APAs, sendo estes observados para cada membro inferior durante a postura em pé em resposta à perturbação gerada a partir de movimentos rápidos de flexão de ombros; e o comportamento do centro de pressão durante esta tarefa. Como demonstrado na Figura 1, os sujeitos foram inicialmente avaliados (denominada como *PRE*) quanto ao controle postural em pé e ajustes posturais sem influência da fadiga muscular. Para isso, o primeiro passo foi a instalação

do aparato referente à avaliação eletromiográfica e o sensor *reed-switch* (RS) que serviu como um controlador para o início e fim dos movimentos. Eletrodos para captação da atividade elétrica muscular foram posicionados sobre o ventre muscular (métodos completos descritos a seguir) do gastrocnêmio medial, tibial anterior, reto femoral e bíceps femoral, ambos bilateralmente. O sensor RS foi instalado em uma posição confortável na mão e na perna direita do sujeito, sendo que este deveria ficar sobre uma plataforma de força com os braços estendidos lateralmente ao corpo. Os protocolos de EMG, fadiga e preferência podal estão descritos nos tópicos seguintes.

Após essa primeira avaliação os sujeitos completaram um protocolo de fadiga para um dos membros inferiores (preferido ou não-preferido, dependendo de qual grupo fizeram parte). Os sujeitos foram novamente avaliados quanto ao controle postural e APAs assim que realizaram o protocolo de fadiga do grupo muscular tríceps sural (denominada como *POS*). A sequência de avaliações é ilustrada na Figura 1.



**Figura 1.** Desenho experimental do estudo. O protocolo consistiu em um teste de leitura da atividade eletromiográfica (EMG) para identificação dos ajustes posturais antecipatórios e avaliação do controle postural expresso pelo centro de pressão (PRE); realização do protocolo de fadiga unilateral; segundo teste de avaliação dos ajustes posturais antecipatórios e do controle postural (POS). (\*) Teste realizado imediatamente após o final do protocolo de fadiga.

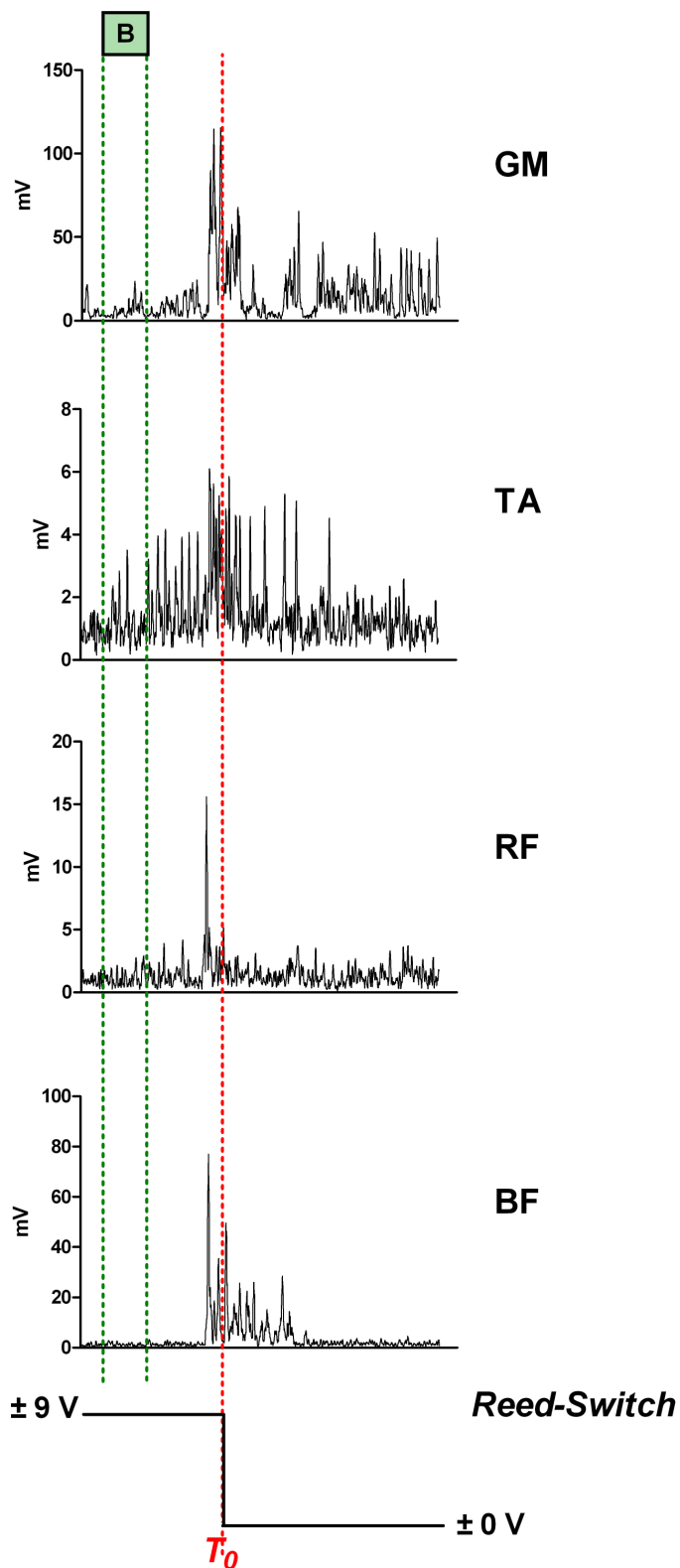
#### **4.2.2 Avaliação da preferência podal**

Os sujeitos responderam a algumas das questões do inventário revisado de Waterloo para membros inferiores (Elias, Bryden *et al.*, 1998) acerca do uso mais frequente de um dos membros inferiores em atividades diversas. As informações advindas deste inventário forneceram informações para a determinação da preferência podal principalmente em relação a tarefas de estabilização (itens 2, 4, 6 e 10 do inventário de Waterloo – ANEXO D) definindo assim, o membro inferior preferido (PREF) e o não-preferido (N-PREF).

#### **4.2.3 Avaliação dos ajustes posturais antecipatórios**

A avaliação dos ajustes posturais foi realizada com base na atividade elétrica muscular. Durante os movimentos em que os ajustes posturais foram mensurados, os indivíduos permaneceram na posição em pé, braços ao lado do corpo e executaram dez movimentos rápidos de flexão anterior bilateral de ombros, com intervalo próximo de cinco segundos entre cada flexão. Os sujeitos foram orientados a permanecer com os braços estendidos ao lado do corpo, e elevá-los a uma posição próxima a 90° com o tronco, na maior velocidade possível, sempre que o experimentador orientasse. Somente foi analisado o movimento de flexão de ombros. O início das flexões foi indicado com um sinal sonoro realizado pelo avaliador. O início do movimento foi identificado através do sinal do sensor RS o qual produziu um sinal de 9 V quando o contato estava fechado (quando os braços estão posicionados lateralmente ao corpo, antes do início do movimento), e caindo a zero quando o movimento iniciava, e o contato entre as partes do sensor era cortada. O sensor RS foi conectado ao eletromiógrafo. Após a aquisição, o sinal EMG bruto foi retificado, e seu valor RMS (do inglês, *root-mean-square*) foi calculado em janelas retangulares de 15 ms, para facilitar a localização do local do *onset* muscular. O sinal EMG foi analisado em relação ao

*onset* muscular, onde  $T_0$  é o início do movimento do ombro que foi identificado pelo RS acoplado a mão do sujeito e a parte lateral da perna direita. Os valores médios de repouso (*baseline*) do sinal EMG foram definidos por uma janela de  $[T_0, -500 \text{ ms}; T_0, -450 \text{ ms}]$ . Valores maiores que duas vezes o desvio-padrão do sinal EMG de repouso e com duração maior que 5 ms foram considerados como o início da ativação (Santos, Kanekar *et al.*, 2009). A Figura 2 demonstra o janelamento descrito acima. Somente foram consideradas as tentativas que apresentaram valores de *onset* dentro de uma janela de  $[T_0, -250 \text{ ms}; T_0, 50 \text{ ms}]$ . As amostras que não apresentaram valores de APA foram rejeitadas.



**Figura 2.** Ilustração da atividade eletromiográfica dos APAs, em relação ao início do movimento do braço, nos músculos gastrocnêmio medial (GM), tíbio anterior (TA), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF). Início do movimento identificado como sendo  $T_0$  e repouso da ativação muscular calculada pela janela  $B$  (*baseline*).

### **4.2.3 Avaliação do controle postural em pé**

O controle postural em pé foi monitorado pelas mudanças no posicionamento do CP. Os dados para cálculo do CP foram adquiridos e calculados enquanto o sujeito manteve a postura em pé sobre a plataforma de força e realizou os movimentos de flexão de ombro. Os sujeitos posicionaram-se com os pés abduzidos em um ângulo de 20 graus, com os calcanhares afastados 20 centímetros, braços posicionados ao lado do corpo (antes do início dos testes de ajustes posturais) sem executar nenhum movimento desnecessário e mantendo os olhos abertos e focados em um marcador posicionado na altura dos olhos em uma parede 2 m a frente do sujeito. O posicionamento dos pés sobre a plataforma de força foi marcado para que a mesma distância entre os pés fosse mantida durante todo o experimento e para que fosse a mesma para todos os sujeitos. Os dados da plataforma de força e do eletromiógrafo foram sincronizados.

### **4.2.4 Protocolo de fadiga muscular**

O protocolo de fadiga muscular unilateral teve por objetivo levar o sujeito à exaustão do grupo muscular responsável pela flexão plantar (principalmente os músculos gastrocnêmio e sóleo), de modo a causar uma perturbação nesta articulação. Após a primeira avaliação (PRE) dos ajustes posturais, foi requisitado ao sujeito sustentar séries de contrações isométricas voluntárias de flexão plantar unipodal a aproximadamente 20° de flexão plantar (Figura 3), com o joelho estendido, e manter esta posição o maior tempo possível, como proposto por Vuillerme, Nougier et al. (2001). Enquanto o tempo sustentado fosse maior que dois minutos, o sujeito teve 10s de repouso e então voltava a executar a contração isométrica até que um tempo inferior a dois minutos fosse mantido. Durante os protocolos de fadiga uma haste de metal foi fixada no solo, ao lado da mão direita do sujeito, para a prevenção de quedas durante o protocolo. Os sujeitos foram orientados a colocar a mão direita aberta na frente da

haste, e tocá-la somente se fosse necessário para manter o equilíbrio (Mello, Oliveira *et al.*, 2007).



**Figura 3.** Posicionamento do sujeito durante o protocolo de fadiga de flexores plantares.

## 4.3 Instrumentação

### 4.3.1 Atividade elétrica muscular

A leitura eletromiográfica foi realizada utilizando eletrodos de superfície com diâmetro de 22 mm (Kendall Meditrace, Chicopee, Canadá) em configuração bipolar, constituídos por Ag/AgCl, posicionados no ventre muscular conforme as normas da SENIAM (Hermens, Freriks *et al.*, 2000). A atividade elétrica foi monitorada nos músculos gastrocnêmio medial (eletrodo posicionado na porção mais proeminente do músculo, seguindo o alinhamento das fibras), tibial anterior (eletrodo posicionado a 1/3 de uma linha entre a extremidade superior da fíbula e a extremidade do maléolo medial,



bíceps femoral (eletrodos posicionados a 50% de uma linha entre a tuberosidade do ísquio e o epicôndilo lateral da tíbia), e reto femoral (eletrodo posicionado a 50% de uma linha entre a espinha ilíaca superior e a parte superior da patela). Antes do posicionamento dos eletrodos realizou-se tricotomia e limpeza da pele com álcool, com o objetivo de reduzir a impedância. Para reduzir o ruído do sinal, os fios dos eletrodos foram protegidos por uma segunda pele e fita adesiva. Um eletrodo de referência foi posicionado sobre a protuberância óssea da tuberosidade da tíbia. Os sinais EMG foram adquiridos a uma taxa de amostragem de 1000 Hz (Santos, Kanekar *et al.*, 2009) por meio de um eletromiógrafo de doze canais (Lynx 1200 Tec. Eletrônica, Brasil), com resolução de 16 bits. Os sinais foram ainda amplificados, e filtrados via filtro *Butterworth* digital com frequência de corte passa banda de 20-450 Hz. Rotinas de processamento de sinais em ambiente Matlab 7.3 (MATLAB 7.3, Mathworks Inc., Novi, MI, EUA) foram utilizadas para o processamento dos dados de EMG.

#### **4.3.2 Centro de pressão**

Para a avaliação do CP foi utilizada uma plataforma de força 3D (AMTI OR6 Series, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, EUA) posicionada no nível do solo de acordo com as recomendações do fabricante. Os dados de força de reação do solo foram adquiridos com uma taxa de amostragem de 100 Hz sendo filtrados com um filtro digital *Butterworth* de 3ª ordem e frequência de corte passa-baixa de 10 Hz (Winter, 1995). Os sinais foram processados em rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab. Dessa forma, foram calculados os valores RMS para cada uma das direções (ântero-posterior e médio-lateral), para quantificação da variabilidade da amplitude do CP em relação a um valor médio, e a área da elipse envolvendo 95% dos dados. Este tipo de medidas tem se mostrado adequadas para a mensuração da postura ereta estática (Raymakers, Samson *et al.*, 2005; Centomo, Termoz *et al.*, 2007).

#### 4.4 Procedimentos estatísticos

Todos os dados foram tabulados em planilhas eletrônicas do Microsoft Excel 2007 (Microsoft Corp., EUA). A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. A análise dos dados de APA foi realizada aplicando a análise de variância para medidas repetidas com três fatores: grupo (Fp e Fnp); perna (PREF e NPREF); e tentativa (PRE e POS). Quando encontrada interação foi realizado o Teste t de Student para amostras dependentes para os fatores grupo e tentativa, e Teste t de Student para amostras independentes para o fator perna. Para os dados do centro de pressão foi utilizado o Teste t de Student para amostras dependentes para comparar as situações PRE e POS intra-variáveis, e para comparar as relações entre-variáveis foi utilizado o Teste t de Student para amostras independentes. Para análise estatística foi utilizado o pacote estatístico SPSS *for Windows* versão 13.0 (Statistical Package for Social Sciences Inc., Chicago IL, EUA) com nível de significância de 0,05.

## 5 RESULTADOS

Todos os dados apresentaram distribuição normal, sendo descritos em média  $\pm$  erro-padrão. Os efeitos da fadiga sobre os APAs dos músculos anteriores e posteriores do membro inferior preferido e não-preferido, assim como o comportamento do centro de pressão são apresentados a seguir.

### 5.1 Músculos Anteriores

A Figura 4 apresenta o valor de APAs dos músculos reto femoral (RF) e tibial anterior (TA) quando a fadiga foi realizada no membro preferido e não-preferido. Quando a fadiga foi induzida no membro preferido foram encontrados valores de APAs no RF de  $184 \pm 14,8$  ms para o membro PREF e  $164 \pm 19,1$  ms para o membro N-PREF na situação PRE; e  $190 \pm 15,3$  ms e  $167 \pm 15,6$  ms para PREF e N-PREF, respectivamente, na situação POS (Figura 4A). Na situação Fnp, quando flexores plantares do membro não-preferido foram fadigados, encontramos valores de APAs no RF de  $172 \pm 25,1$  ms para o membro PREF e  $164 \pm 25$  ms para o membro N-PREF pré fadiga; e  $149 \pm 21,9$  ms para o membro PREF e  $153 \pm 21,7$  ms no membro N-PREF, para a situação pós fadiga (Figura 4B). Para o músculo TA na situação Fp foram encontrados valores de antecipação de  $171 \pm 14,7$  ms para o membro PREF e  $160 \pm 15,9$  ms para o membro N-PREF, no momento PRE (Figura 4C); e para o momento POS  $142 \pm 15,9$  ms e  $154 \pm 15,8$  ms, para o membro PREF e N-PREF, respectivamente. Já para a situação Fnp, momento PRE, o membro PREF apresentou valores de APA de  $143 \pm 13,5$  ms e o N-PREF  $163 \pm 12,2$  ms; e no momento POS  $116 \pm 15,5$  ms para o membro PREF e  $151 \pm 20,3$  ms (Figura 4D).

O comportamento dos APAs no RF não apresentou efeito do grupo ( $F_{(10)} = 0,007$ ;  $p=0,933$ ), perna ( $F_{(10)} = 0,681$ ;  $p=0,431$ ) ou tentativa ( $F_{(10)} = 0,709$ ;  $p=0,422$ ).; grupo\*perna [ $F_{(10)} = 0,282$ ;  $p=0,608$ ]. Não foram encontradas interações entre grupo e tentativa ( $F_{(10)} = 6,888$ ;  $p=0,0,028$ ), tampouco entre perna e tentativa ( $F_{(10)} = 0,126$ ;

$p=0,731$ ). Apesar de ter sido encontrada uma interação significativa entre grupo e tentativa, esta foi descartada pelo teste t dependente (Fp\_PREF\_PRE x Fp\_PREF\_POS [ $t_{(10)}= 1,939$ ;  $p=0,081$ ]; Fp\_PREF\_PRE x Fp\_PREF\_POS [ $t_{(10)}= 0,020$ ;  $p=0,984$ ]; Fp\_PREF\_PRE x Fp\_PREF\_POS [ $t_{(10)}= -1,783$ ;  $p=0,108$ ]; Fp\_PREF\_PRE x Fp\_PREF\_POS [ $t_{(10)}= -1,417$ ;  $p=0,190$ ]).

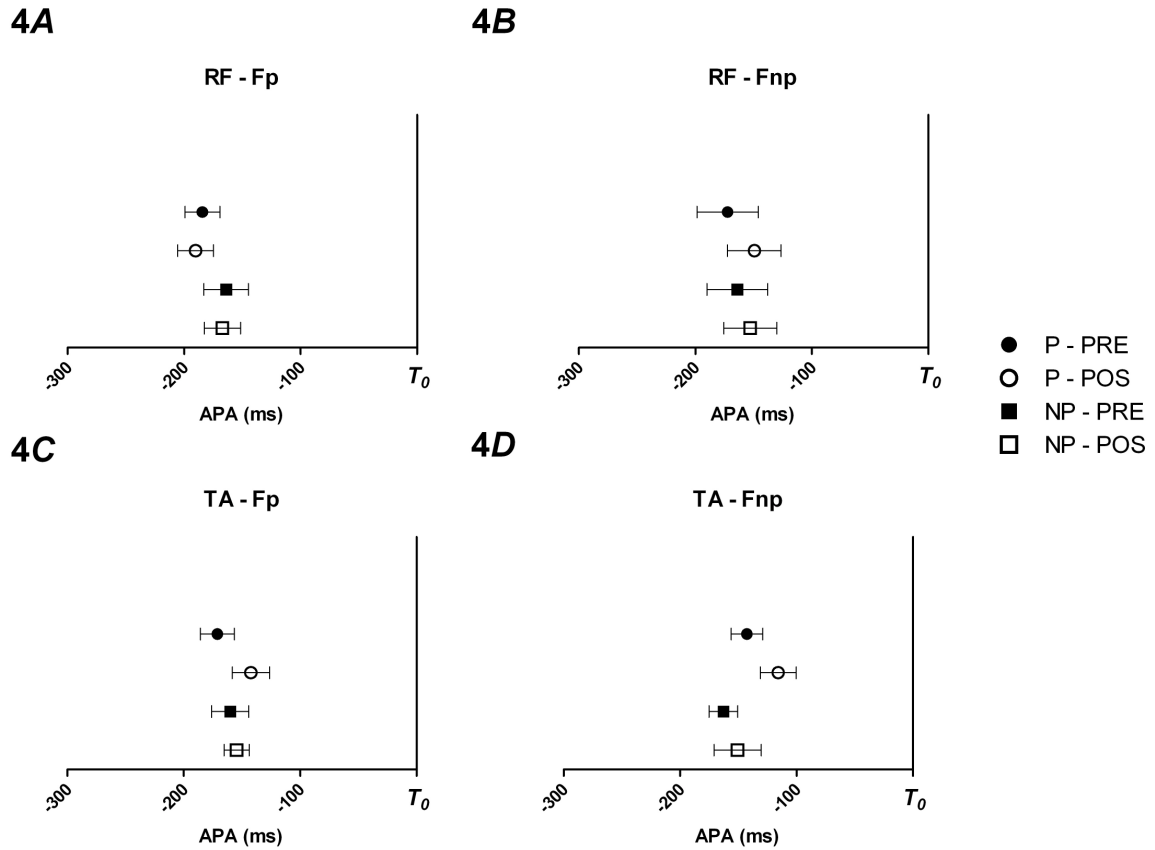
Para o TA também não foram encontrados efeitos de grupo ( $F_{(10)}= 0,319$ ;  $p=0,585$ ), perna ( $F_{(10)}= 0,162$ ;  $p=0,696$ ) ou tentativa ( $F_{(10)}= 4,038$ ;  $p=0,072$ ). Foi encontrada interação entre grupo e perna ( $F_{(10)}= 6,664$ ;  $p=0,027$ ); no entanto, esta foi descartada pelo Teste t de Student dependente (Fp\_PREF\_PRE x Fnp\_PREF\_PRE [ $t_{(10)}= -1,162$ ;  $p=0,272$ ]; Fp\_PREF\_POS x Fnp\_PREF\_POS [ $t_{(10)}= -1,495$ ;  $p=0,166$ ]; Fp\_NPREF\_PRE x Fnp\_NPREF\_PRE [ $t_{(10)}= 0,194$ ;  $p=0,850$ ]; Fp\_NPREF\_POS x Fnp\_NPREF\_POS [ $t_{(10)}= 0,333$ ;  $p=0,746$ ]). Não houve interação entre grupo e tentativa [ $F_{(10)}= 0,062$ ;  $p=0,809$ ] e perna e tentativa [ $F_{(10)}= 0,320$ ;  $p=0,584$ ]).

## 5.2 Músculos Posteriores

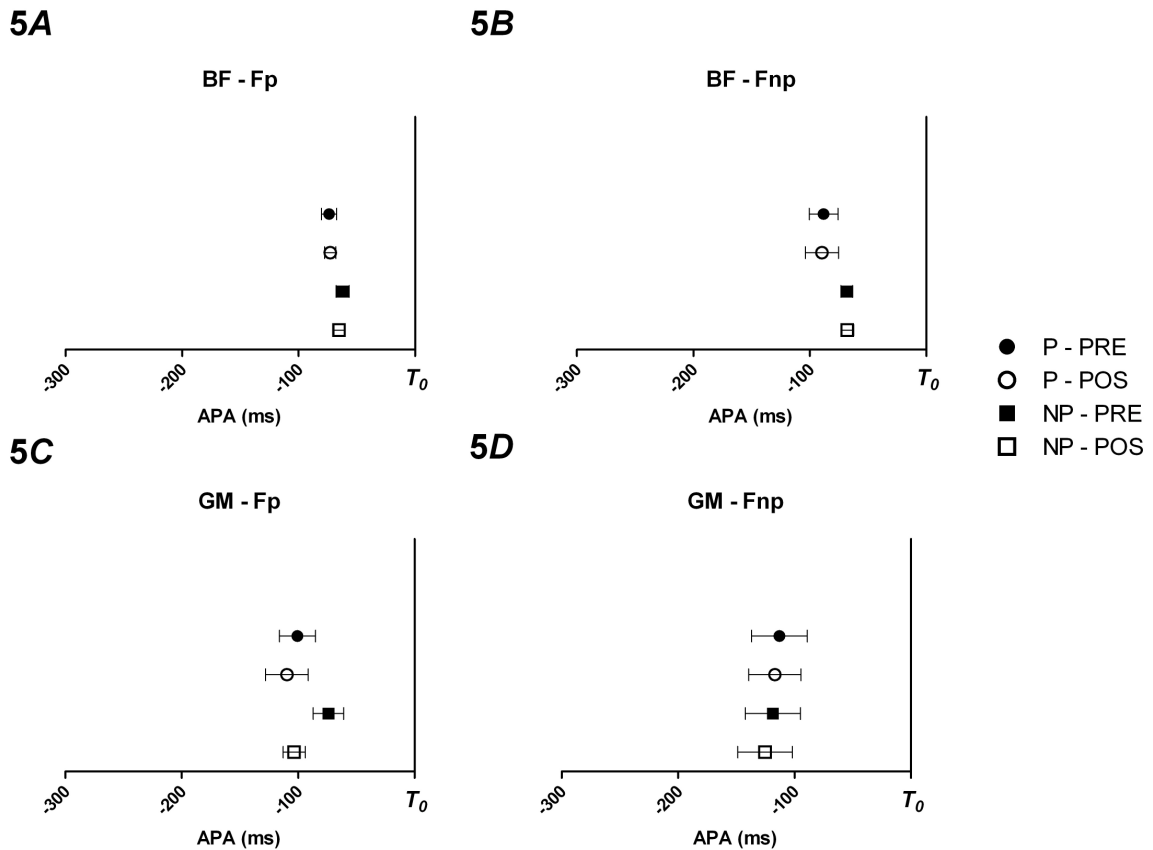
O comportamento dos APAs nos músculos bíceps femoral (BF) e gastrocnêmio medial (GM) são descritos na figura 5. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para as comparações realizadas.

Na situação Fp e momento PRE, foram encontrados valores de APAs no músculo BF de  $74 \pm 6,5$  ms para o membro PREF e  $62 \pm 5,6$  no membro N-PREF; no momento POS, os valores de APA foram  $73 \pm 4,8$  ms no membro PREF e  $65 \pm 4,3$  ms no membro N-PREF (Figura 5A). Para a situação Fnp o músculo BF apresentou valores de APAs de  $88 \pm 12,3$  ms no membro PREF e  $68 \pm 5,1$  ms no membro N-PREF, no momento PRE. No momento POS, o membro PREF apresentou APAs de  $89 \pm 14,1$  ms e o membro N-PREF de  $68 \pm 5,4$  ms (Figura 5B). O músculo GM, na situação Fp, apresentou valores de APAs pré fadiga de  $101 \pm 15,5$  ms no membro PREF e  $74 \pm 13,2$  ms no membro N-PREF. No momento POS, este músculo gerou valores de APAs de  $110 \pm 18,4$  ms no membro PREF e  $103 \pm 9,3$  ms no membro N-PREF (Figura 5C). Já para a situação Fnp, o músculo GM, no momento PRE, apresentou APAs de  $113 \pm 23,9$  ms no membro PREF e  $119 \pm 23,6$  ms no N-PREF. Já para o momento POS, o membro

PREF apresentou APAs de  $117 \pm 22,5$  ms e o membro N-PREF de  $125 \pm 23,3$  ms (Figura 5D).



**Figura 4.** Valores de APAs para reto femoral (RF) e tibial anterior (TA) de ambos os membros inferiores, quando membro preferido (Fp) e não-preferido (Fnp) foram fadigados. 4A e 4C indicam o comportamento APAs do RF e TA bilateralmente na situação Fp; 4B e 4D ilustram o comportamento dos APAs de RF e TA na situação Fnp.  $T_0$  indica o início do movimento de flexão de ombros.



**Figura 5.** Valores de APAs para bíceps femoral (BF) e gastrocnêmio medial (GM) bilateralmente, quando a fadiga foi gerada no membro preferido e não-preferido. Os gráficos 5A e 5C indicam o comportamento APAs do BF e GM na situação Fp; os gráficos 5B e 5D ilustram o comportamento dos APAs de BF e GM na situação Fnp.  $T_0$  indica o início do movimento de flexão de ombros.

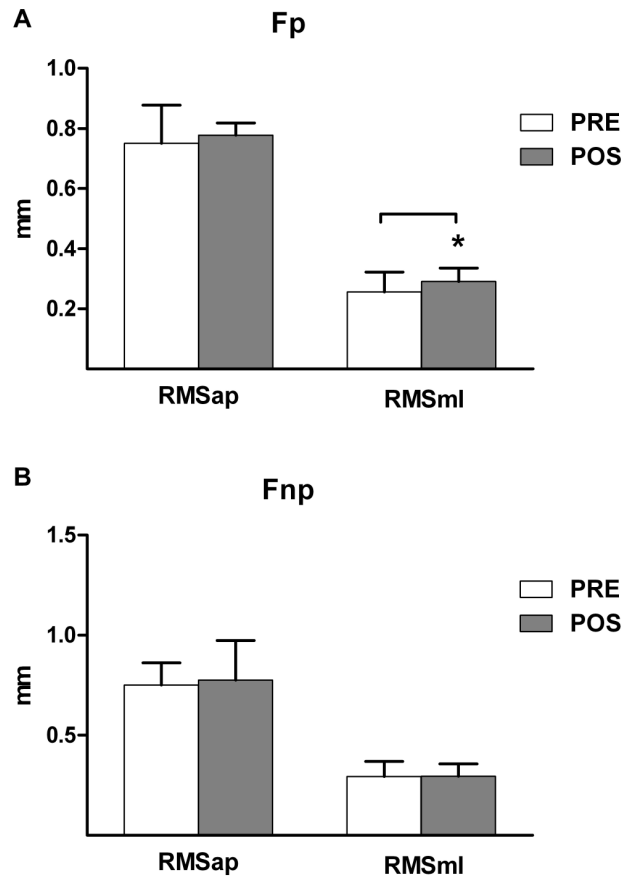
Quando analisado o onset muscular para no BF não foram encontrados efeitos do grupo (grupo [ $F_{(10)} = 4,928$ ;  $p = 0,051$ ] ou tentativa ( $F_{(10)} = 0,358$ ;  $p = 0,563$ ), mas houve efeito do fator perna ( $F_{(10)} = 6,056$ ;  $p = 0,034$ ). Não houve interação entre grupo e perna ( $F_{(10)} = 0,363$ ;  $p = 0,560$ ) tampouco entre grupo e tentativa ( $F_{(10)} = 0,870$ ;  $p = 0,373$ ) e perna e tentativa [ $F_{(10)} = 0,002$ ;  $p = 0,970$ ]. O efeito do fator perna observado não foi consistente para demonstrar diferenças entre estatisticamente significativas pelo teste t independente (Fp\_PREF\_PRE x Fp\_NPREF\_PRE [ $t_{(10)} = -1,135$ ;  $p = 0,143$ ]; Fp\_PREF\_POS x Fp\_NPREF\_POS [ $t_{(10)} = -1,525$ ;  $p = 0,270$ ]; Fnp\_PREF\_PRE x Fnp\_NPREF\_PRE [ $t_{(10)} = -1,371$ ;  $p = 0,189$ ]; Fnp\_PREF\_POS x Fnp\_NPREF\_POS [ $t_{(10)} =$

-1,202;  $p=0,243$ ]). Assim como os resultados anteriores, quando analisado o onset muscular para o GM não foram encontradas diferenças significativas na comparação entre grupos ( $F_{(10)}= 1,025$ ;  $p=0,335$ ), perna ( $F_{(10)}= 0,001$ ;  $p=0,981$ ) e tentativa ( $F_{(10)}= 2,059$ ;  $p=0,182$ ). Interações não foram encontradas: grupo\*perna [ $F_{(10)}= 1,235$ ;  $p=0,293$ ]; grupo\*tentativa [ $F_{(10)}= 1,145$ ;  $p=0,310$ ]; perna\*tentativa [ $F_{(10)}= 1,721$ ;  $p=0,219$ ]).

### 5.3 Centro de Pressão

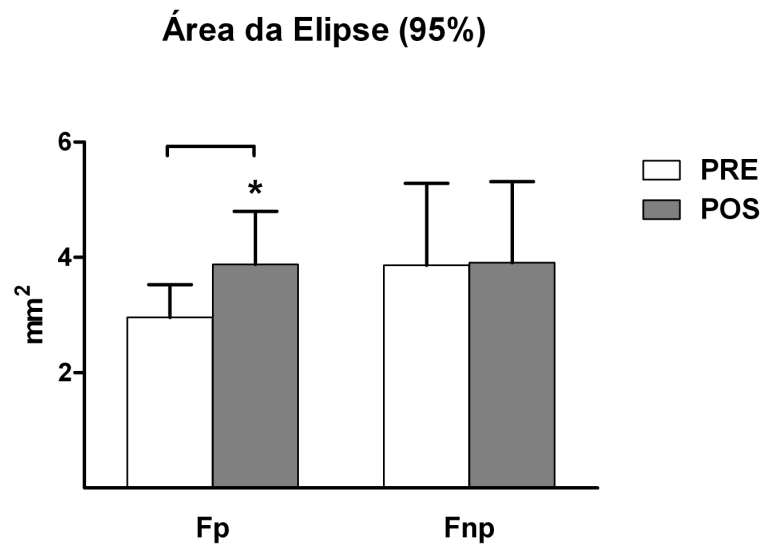
Não foram encontradas diferenças significativas no RMSap na comparação entre os grupos Fp e Fnp, antes ( $t_{(21)}= -0,744$ ;  $p=0,452$ ) e depois ( $t_{(21)}= -1,055$ ;  $p=0,309$ ) da fadiga. O mesmo comportamento foi encontrado para o RMSml, para pré ( $t_{(21)}= 0,310$ ;  $p=0,976$ ) e pós fadiga ( $t_{(21)}= -0,164$ ;  $p=0,872$ ).

Para a área da elipse os resultados forma similares (PRE\_Fp x PRE\_Fnp [ $t_{(21)}= -1,685$ ;  $p=0,114$ ]; POS\_Fp X POS\_Fnp [ $t_{(21)}= -0,053$ ;  $p=0,959$ ]) entre os grupos Fp e Fnp. Para o grupo Fnp não foram encontradas diferenças significativas entre PRE e POS nas variáveis RMSap [ $t_{(10)}= -0,510$ ;  $p=0,626$ ] e RMSml [ $t_{(10)}= -0,064$ ;  $p=0,951$ ] (Figura 6B) e Área da Elipse [ $t_{(10)}= -0,082$ ;  $p=0,937$ ] (Figura 7). Para o grupo Fp, não foi encontrada diferença significativa no valor RMSap [ $t_{(10)}= -1,399$ ;  $p=0,205$ ] (Figura 6A). Entretanto, diferenças foram encontradas no valor RMSml [ $t_{(10)}= -2,928$ ;  $p=0,022$ ] (Figura 6B) e Área da Elipse [ $t_{(10)}= -3,138$ ;  $p=0,015$ ] (Figura 7) no grupo Fp.



**Figura 6.** Valor RMS do deslocamento do centro de pressão nas direções ântero-posterior (RMSap) e médio-lateral (RMSml) nas situações PRE e POS fadiga. A figura 6A apresenta os resultados referentes ao grupo que fadigou o membro preferido (Fp), e a figura 6B representa os resultados do grupo que fadigou o membro não-preferido (Fnp). (\*  $p < 0,05$ )





**Figura 7.** Comportamento da área da elipse de 95% do CP nos grupos Fp e Fnp para as situações PRE e POS fadiga. (\*  $p < 0,05$ )

## 6 DISCUSSÃO

O controle postural tem sido tema de uma série de investigações. Sua relevância, principalmente em relação aos fatores de risco associados à queda em idosos e a capacidade do sistema nervoso central detectar perturbações e impor ações corretivas em tempo de evitar falhas tem motivado pesquisadores. Atualmente, sabe-se que o controle postural depende do processamento de um conglomerado de informações sensoriais captadas a todo o momento, e da execução de ações pelo sistema motor. Com isso, estudos têm considerado protocolos experimentais que permitam investigar parâmetros da associação entre a informação sensorial e a ação motora.

Considerando isto, a interação entre a biomecânica, controle motor e neurociência tem aumentado, de modo que em muitos dos estudos recentes é difícil dissociar os métodos na busca de respostas para questionamentos como o papel dos ajustes posturais antecipatórios na manutenção da postura. Estudado em relação às

perturbações corporais associadas com movimentos rápidos, o funcionamento dos APAs têm, recentemente, despertado o interesse em relação às perturbações também no sistema motor, como a fadiga muscular. Sabemos que a fadiga muscular está associada, dentre outros fatores, à incapacidade de produzir força (Gandevia, 2001).

Os fatores que contribuem para a fadiga muscular não estão restritos a níveis musculares, mas também a níveis centrais. A fadiga pode ocorrer em relação ao nível de excitabilidade cortical, recrutamento e taxa de disparo de motoneurônios, propagação neuromuscular, processo de contração e excitação muscular, ou a níveis celulares onde alterações bioquímicas relacionadas às concentrações de cálcio ou neurotransmissores. O nível no qual os efeitos acontecem depende da maneira como a fadiga é gerada (Enoka e Stuart, 1992; Gandevia, 2001). Um dos pré-requisitos para o controle do equilíbrio é a habilidade de gerar força em quantidade suficiente para manter a estabilidade durante a execução de movimentos voluntários (Ledin, Fransson *et al.*, 2004).

A fadiga muscular de um grupo muscular específico é capaz de gerar alterações sensoriais significativas influenciando o controle da postura a níveis centrais (Taylor, Butler *et al.*, 2000; Enoka e Duchateau, 2008). A fadiga bilateral altera o funcionamento do sistema proprioceptivo, principalmente ao nível da articulação do tornozelo (Vuillerme, Nougier *et al.*, 2002; Ledin, Fransson *et al.*, 2004). Entretanto, Strang *et al.* (2007) sugerem que os efeitos da fadiga de membros inferiores sobre os APAs não são apenas periféricos, e sim, podem ter efeitos centrais, pois ocorreram alterações nos APAs do membro contralateral ao fadigado. Entretanto, os efeitos da fadiga unilateral de flexores do tornozelo sobre o padrão de geração de APAs e preferência podal ainda permanecem pouco abordados.

Considerando que os APAs expressam uma forma de quantificar a habilidade em contrapor uma perturbação que possa levar à queda ou uma instabilidade além dos limites possíveis de reversão pela ação muscular, diferenças entre os membros inferiores poderiam gerar riscos aumentados. No dia a dia, muitas das atividades que geram instabilidades envolvem ações assimétricas (como subir um degrau, descer de um ônibus, chutar uma bola) e, portanto, a simetria na ação entre os membros preferido

e não-preferido ilustraria a melhor condição de resposta a um distúrbio. Ainda assim, poucos estudos se dedicaram a esta questão.

O objetivo deste estudo foi analisar os efeitos da fadiga de músculos flexores do tornozelo sobre assimetrias na geração de ajustes posturais antecipatórios de modo a avaliar também se existe a influência da preferência podal. Além disso, foi analisado o comportamento do centro de pressão no sentido ântero-posterior e médio-lateral. Os principais resultados apontam que a fadiga unilateral não induz alterações significativas nos APAs de nenhum dos músculos analisados, independente da preferência lateral dos sujeitos. Entretanto, foram encontradas diferenças significativas no valor RMSml e na área da elipse no grupo Fp. As alterações no CP corroboram estudos prévios, no entanto, a quantificação dos APAs como descritas aqui, caracteriza a principal novidade do presente estudo.

Os poucos estudos que investigaram os efeitos da fadiga sobre os APAs mostraram, em sua maioria, que a fadiga pode aumentar os APAs de músculos do tronco (Allison e Henry, 2002), flexores do joelho (Kanekar, Santos *et al.*, 2008) ou músculos abdominais (Morris e Allison, 2006). Ao contrário destes estudos, nossos resultados não suportam o conceito de que a fadiga muscular leva a alterações significativas nos ajustes posturais antecipatórios. Nossos resultados indicam que a fadiga unilateral de flexores do tornozelo não é suficiente para induzir alterações nos APAs, o que pode estar associado à morfologia destes músculos, compostos predominantemente por fibras do tipo I. Estima-se que o músculo gastrocnêmio medial possua 50%, o músculo gastrocnêmio lateral 50% e o músculo sóleo 86% de fibras do tipo I (Johnson, Polgar *et al.*, 1973). Além disso, as alterações nas estratégias de controle dos APAs após a fadiga também sugerem uma independência nos sistemas de controle dos músculos fadigados e da musculatura auxiliar (Allison e Henry, 2002). Apesar de outros estudos sugerirem o contrário (Strang e Berg, 2007), isso fica evidenciado pela ausência de alterações significativas nos APAs. Allison e Henry (2002) também citam que o sistema de APAs e o sistema responsável pelo tempo de reação são independentes e podem trabalhar em conjunto como mecanismos de proteção contra quedas.

Schiratori e Latash (2000) e Slijper e Latash (2004) citam que músculos proximais seriam os responsáveis pela geração dos APAs enquanto que músculos distais, como, por exemplo, músculos flexores do tornozelo, estariam associados ao refinamento deste movimento. Estes autores ainda sugerem que músculos proximais, como BF e RF, estariam diretamente associados com a correção de movimentos na direção ântero-posterior, enquanto músculos distais, como flexores e extensores plantares, atuariam mais na correção de movimentos na direção médio-lateral. Nossos resultados apontam que a fadiga unilateral não provoca alterações nos APAs de membros inferiores, provavelmente por mecanismos de controle compensatórios, que possuem grande contribuição quando perturbações não esperadas são aplicadas ao sujeito. Entretanto, foi encontrada diferença significativa no CP, tanto em relação à área, quanto ao RMSml. Friedli et al. (1984) citam que a ordem de ativação muscular em situações normais é de músculos distais para proximais. Estudos que tratam dos efeitos da fadiga sobre o controle postural relatam inversão na ordem de ativação muscular, que passaria a ser de proximal para distal (Kanekar, Santos *et al.*, 2008). Neste estudo, os músculos posteriores e anteriores mantiveram a ordem de ativação proposta por Friedli, indo de distal para proximal independente da fadiga. Uma novidade trazida pelo presente estudo é que este padrão é similar entre os membros inferiores, mesmo após fadiga. Isto indica que o SNC utiliza um programa motor similar para a manutenção da postura estática, mesmo quando um dos principais grupos musculares envolvidos no controle da postura é fadigado.

Kanekar et al. (2008) sugerem que o SNC é capaz de implementar um número de estratégias individuais ou combinadas para reagir aos efeitos da fadiga e manter a dinâmica da estabilidade postural, independente da região do corpo ou grupo muscular em que a fadiga ocorra. Estas sugestões partem de resultados que indicam maiores APAs, e/ou menores valores de integral do sinal EMG nos músculos primários na geração dos APAs (semitendinoso, eretor da espinha e bíceps femoral), e aumento da coativação de músculos que contribuem com o refinamento dos APAs (gastrocnêmico e tibial) (Kanekar, Santos *et al.*, 2008). Neste estudo, duas hipóteses podem ser criadas a partir dos resultados encontrados: (1) fadiga unilateral de flexores plantares não é capaz de alterar a geração de ajustes posturais antecipatórios nos músculos

analisados; e (2) a fadiga unilateral não altera a geração de ajustes posturais antecipatórios nos músculos analisados, entretanto, induz maior ativação de musculaturas auxiliares, compensando os efeitos da fadiga. Mais estudos são necessários para investigar estas questões.

De acordo com a literatura revisada por Ashton-Miller et al. (2001), o sistema proprioceptivo age via mecanismos reflexos, tanto espinhais quanto a níveis superiores, para pequenas correções no controle postural, utilizando as vias aferentes como mecanismo de *feedback* (Sainburg, Ghilardi et al., 1995). Estas respostas são geradas em períodos menores do que 100 ms. Os autores também citam que somente durante o aprendizado de novas tarefas relacionadas ao controle do equilíbrio é necessário um nível de consciência mais apurado. Assim, fica evidente que estruturas centrais utilizam a informação proprioceptiva aferente para aumentar a rigidez muscular, assim como para atualizar os modelos internos utilizados para controle do equilíbrio, protegendo as articulações e situações críticas como as de fadiga com uma menor demanda atencional. Isto vai de acordo com os resultados aqui apresentados, mostrando que o SNC é capaz de suprir as alterações induzidas pela fadiga unilateral de flexores de tornozelo, mantendo os APAs estáveis.

Outra possível razão pela manutenção nos APAs pós fadiga é a inclusão de um ponto de referência visual para os sujeitos. Estudos anteriores sugerem que a visão pode suavizar os efeitos da fadiga em músculos flexores do tornozelo (Ledin, Fransson et al., 2004; Vuillerme, Burdet et al., 2006). Vuillerme e Boisgontier (2010) demonstraram que avaliando sujeitos que permaneceram com os olhos fechados nesse tipo de tarefa envolvendo fadiga unilateral apresentam maiores alterações na área e na velocidade resultante do CP. No entanto, privando os sujeitos de uma dica visual, não poderíamos assegurar que alterações nos APAs fossem decorrentes da fadiga muscular, pois teríamos a influência da situação visual também afetando o controle postural.

Apesar dos nossos resultados não demonstrarem alterações na geração de APAs pré e pós fadiga, a preferência podal pode influenciar estes resultados, já que encontramos valores estatisticamente maiores na área da elipse e valor RMS na direção médio-lateral do CP após fadiga unilateral no membro preferido (Fp).

Contraopondo estes resultados, o estudo de Strang e Berg (2007) demonstrou que o CP não é alterado em situações de fadiga pela atuação dos APAs demonstrando que as mudanças nestes não estão exclusivamente relacionadas com os efeitos da fadiga. Outrossim, refletem uma estratégia compensatória para a incapacidade de produção de força por parte dos músculos posturais (Yiou, Mezaour *et al.*, 2009). Neste estudo, a preferência podal foi definida em relação à tarefa de estabilização. Somente quando a fadiga foi realizada no membro preferido encontramos alterações na direção médio-lateral do CP. Isto pode indicar que quando reduzimos a capacidade de controle postural do membro preferido, possivelmente estamos aumentando a contribuição da estratégia do quadril para a manutenção da homeostase do equilíbrio, sendo esta, a possível causa do aumento do deslocamento na direção médio-lateral. Mais estudos são necessários para a confirmação desta hipótese. Além disso, o CP pode permanecer inalterado em situações de fadiga devido a atuação dos APAs (Strang e Berg, 2007), demonstrando que as mudanças nestes não estão exclusivamente relacionadas com os efeitos da fadiga, e sim, apenas refletem uma estratégia compensatória contra uma incapacidade de produção de força por parte dos músculos posturais (Yiou, Mezaour *et al.*, 2009).

As alterações na direção médio-lateral após fadiga unilateral foi encontrada também por outros investigadores (Dickin e Doan, 2008; Lin, Nussbaum *et al.*, 2009). Este resultado sugere o aumento da demanda de músculos como o glúteo médio na postura unipodal adotada durante o protocolo de fadiga. Durante o protocolo de fadiga, o sujeito foi instruído a manter o tornozelo flexionado em uma posição próxima a 20º e joelho estendido. Como todo o peso corporal estava distribuído em apenas um dos membros inferiores, e, paralelamente, havia a instalação de processos de fadiga, maiores desequilíbrio eram gerados, exigindo uma maior contribuição dos músculos posturais do quadril para a manutenção da postura. Yaggie e McGregor (2002) também encontraram alterações no deslocamento médio-lateral imediatamente após fadiga, concluindo que para a manutenção da estabilidade, grupos musculares menores e auxiliares são recrutados. Alterações na direção médio-lateral são importantes, pois indicam maior probabilidade de quedas (Anker *et al.*, 2008). Dessa forma, as alterações encontradas na direção médio-lateral poderiam estar comprometendo as estratégias de

quadril para manutenção da postura. O uso de uma estratégia de quadril reduz o deslocamento médio-lateral mais do que uma estratégia de tornozelo (Henry, Hitt *et al.*, 2006). Além disso, estudos reportam que quando a fadiga é induzida em extensores lombares, o senso de movimento da articulação do tornozelo pode ser afetada (Pline, Madigan *et al.*, 2005). Levando isto em consideração, acreditamos que a via inversa também pode ser verdadeira: alterando a capacidade proprioceptiva da articulação do tornozelo via processo de fadiga, podem haver alterações no recrutamento de músculos do quadril envolvidos no controle postural, aumentando assim, o deslocamento médio-lateral do CP. A avaliação da ativação muscular destes músculos cruzando a articulação do quadril durante a postura em pé pode prover importantes informações para estudos futuros.

A segunda hipótese do estudo estava relacionada à influência da fadiga sobre a preferência podal. Acreditávamos que a fadiga poderia alterar a função do membro preferido ou não-preferido, conforme o membro fadigado. Esta hipótese também foi refutada, mostrando que a fadiga unilateral de flexores plantares não altera nem potencializa a função de membros inferiores, principalmente em relação a tarefa de estabilização. Contudo, apesar de não ter sido encontrada alteração no papel dos APAs sobre a preferência podal, alterações no comportamento médio-lateral do CP foram encontradas. Novos estudos são necessários para estabelecer a importância e interação de cada grupo muscular no controle da postura estática, já que estas alterações no CP médio-lateral não são seguidas por alterações nos APAs.

Dentre as limitações do estudo podemos citar a não utilização de métodos cinemáticos para a avaliação da velocidade de execução dos movimentos de flexão de ombro. Este método também permitiria avaliar possíveis alterações na posição de segmentos corporais que poderiam estar relacionadas a alterações no CP médio-lateral. A segunda diz respeito à definição do início do movimento. Neste estudo, o início do movimento foi definido em relação ao início do movimento de ombros identificado a partir do sensor *reed-switch*. Possivelmente, a utilização do onset muscular do músculo deltóide anterior fosse mais apropriada, já que existe um atraso eletromecânico entre ativação e movimento. A terceira, diz respeito ao não cálculo da

magnitude de ativação muscular durante os APAs, a qual poderia explicar a não alteração nos APAs pós fadiga.

## **7 CONCLUSÕES**

Este estudo demonstrou que a fadiga muscular não influencia assimetrias nos ajustes posturais antecipatórios em sujeitos jovens e saudáveis ainda que ocorram alterações significativas no deslocamento médio-lateral do centro de pressão. Mais estudos são necessários para definir o motivo pelo qual encontramos alterações no centro de pressão na direção médio-lateral sem encontrarmos alterações no controle muscular.

Estudos relatando os efeitos de assimetrias no controle dos membros inferiores, aliados a perturbações (no nosso caso, a fadiga), têm fundamental importância para entender a real aplicabilidade destes conhecimentos na elaboração de novas técnicas terapêuticas focadas na melhora do controle postural e redução de quedas de pessoas com assimetrias posturais.



## REFERÊNCIAS

- ADKIN, A. L., J. S. FRANK, *et al.* Fear of falling modifies anticipatory postural control. **Exp Brain Res**, v.143, n.2, p.160-70, Mar. 2002.
- ALLISON, G. T. e S. M. HENRY. The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements, a pilot study. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.17, n.5, p.414-7, Jun. 2002.
- ANGUERA, J. A., C. A. RUSSELL, *et al.* Neural correlates associated with intermanual transfer of sensorimotor adaptation. **Brain Res**, v.1185, p.136-51, Dec 14. 2007.
- ANKER, L. C., V. WEERDESTEYN, *et al.* The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. **Gait Posture**, v.27, n.3, p.471-7, Apr. 2008.
- ARAMPATZIS, A., K. KARAMANIDIS, *et al.* Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly. **J Biomech**, v.41, n.8, p.1754-61. 2008.
- ARCHAMBAULT, P., P. PIGEON, *et al.* Recruitment and sequencing of different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic subjects. **Exp Brain Res**, v.126, n.1, p.55-67, May. 1999.
- ARUIN, A. S. The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments. **Motor Control**, v.7, n.3, p.264-77, Jul. 2003.
- \_\_\_\_\_. The effect of asymmetry of posture on anticipatory postural adjustments. **Neurosci Lett**, v.401, n.1-2, p.150-3, Jun 19. 2006.
- ARUIN, A. S., W. R. FORREST, *et al.* Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v.109, n.4, p.350-9, Aug. 1998.
- ARUIN, A. S. e M. L. LATASH. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. **Exp Brain Res**, v.103, n.2, p.323-32. 1995.
- \_\_\_\_\_. Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v.101, n.6, p.497-503, Dec. 1996.
- ARUIN, A. S., T. OTA, *et al.* Anticipatory postural adjustments associated with lateral and rotational perturbations during standing. **J Electromyogr Kinesiol**, v.11, n.1, p.39-51, Feb. 2001.

ARUIN, A. S., T. SHIRATORI, *et al.* The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. **Exp Brain Res**, v.138, n.4, p.458-66, Jun. 2001.

ASHTON-MILLER, J. A., E. M. WOJTYS, *et al.* Can proprioception really be improved by exercises? **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v.9, n.3, p.128-36, May. 2001.

BALDISSERA, F., V. ROTA, *et al.* Anticipatory postural adjustments in arm muscles associated with movements of the contralateral limb and their possible role in interlimb coordination. **Exp Brain Res**, v.185, n.1, p.63-74, Feb. 2008.

BARBIERI, G., A. S. GISSOT, *et al.* Ageing of the postural vertical. **Age (Dordr)**, Aug 27. 2009.

BELEN'KII, V. E., V. S. GURFINKEL, *et al.* [Control elements of voluntary movements]. **Biofizika**, v.12, n.1, p.135-41, Jan-Feb. 1967.

BLASZCZYK, J. W., F. PRINCE, *et al.* Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. **J Biomech**, v.33, n.10, p.1243-8, Oct. 2000.

BLEUSE, S., F. CASSIM, *et al.* [Anticipatory postural adjustments associated with arm flexion: interest of vertical torque]. **Neurophysiol Clin**, v.32, n.6, p.352-60, Dec. 2002.

\_\_\_\_\_. Anticipatory postural adjustments associated with arm movement in Parkinson's disease: a biomechanical analysis. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v.79, n.8, p.881-7, Aug. 2008.

\_\_\_\_\_. Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. **Gait Posture**, v.24, n.2, p.203-10, Oct. 2006.

BOHANNON, R. W. e P. A. LARKIN. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. **Phys Ther**, v.65, n.9, p.1323-5, Sep. 1985.

BONNETBLANC, F., O. MARTIN, *et al.* Pointing to a target from an upright standing position: anticipatory postural adjustments are modulated by the size of the target in humans. **Neurosci Lett**, v.358, n.3, p.181-4, Apr 1. 2004.

BOONSTRA, T. W., A. DAFFERTSHOFER, *et al.* Fatigue-related changes in motor-unit synchronization of quadriceps muscles within and across legs. **J Electromyogr Kinesiol**, v.18, n.5, p.717-31, Oct. 2008.

BOUISSET, S. e M. C. DO. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. **Neurophysiol Clin**, v.38, n.6, p.345-62, Dec. 2008.

BOUISSET, S., J. RICHARDSON, *et al.* Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for

different task movement velocities, independently of the inertial load value? **Exp Brain Res**, v.132, n.1, p.79-86, May. 2000.

BOUISSET, S. e M. ZATTARA. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. **J Biomech**, v.20, n.8, p.735-42. 1987.

BRUYNEEL, A. V., P. CHAVET, *et al.* Dynamical asymmetries in idiopathic scoliosis during forward and lateral initiation step. **Eur Spine J**, v.18, n.2, p.188-95, Feb. 2009.

BUGNARIU, N. e H. SVEISTRUP. Age-related changes in postural responses to externally- and self-triggered continuous perturbations. **Arch Gerontol Geriatr**, v.42, n.1, p.73-89, Jan-Feb. 2006.

CARPENTER, M. G., A. THORSTENSSON, *et al.* Deceleration affects anticipatory and reactive components of triggered postural responses. **Exp Brain Res**, v.167, n.3, p.433-45, Dec. 2005.

CARPES, F. P., M. ROSSATO, *et al.* Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. **J Sports Med Phys Fitness**, v.47, n.1, p.51-7, Mar. 2007.

CENTOMO, H., N. TERMOZ, *et al.* Postural control following a self-initiated reaching task in type 2 diabetic patients and age-matched controls. **Gait Posture**, v.25, n.4, p.509-14, Apr. 2007.

CLAPP, S. e A. M. WING. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. **Exp Brain Res**, v.125, n.4, p.521-4, Apr. 1999.

CLEMENT, G., V. S. GURFINKEL, *et al.* Adaptation of postural control to weightlessness. **Exp Brain Res**, v.57, n.1, p.61-72. 1984.

DICHGANS, J. e K. H. MAURITZ. Patterns and mechanisms of postural instability in patients with cerebellar lesions. **Adv Neurol**, v.39, p.633-43. 1983.

DICKIN, D. C. e J. B. DOAN. Postural stability in altered and unaltered sensory environments following fatiguing exercise of lower extremity joints. **Scand J Med Sci Sports**, v.18, n.6, p.765-72, Dec. 2008.

DO, M. C. e A. ROBY-BRAMI. The influence of a reduced plantar support surface area on the compensatory reactions to a forward fall. **Exp Brain Res**, v.84, n.2, p.439-43. 1991.

ELIAS, L. J., M. P. BRYDEN, *et al.* Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. **Neuropsychologia**, v.36, n.1, p.37-43, Jan. 1998.

ENOKA, R. M. e J. DUCHATEAU. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. **J Physiol**, v.586, n.1, p.11-23, Jan 1. 2008.

- ENOKA, R. M. e D. G. STUART. Neurobiology of muscle fatigue. **J Appl Physiol**, v.72, n.5, p.1631-48, May. 1992.
- FITZPATRICK, R. C., R. B. GORMAN, *et al.* Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: bandwidth of response and transmission characteristics. **J Physiol**, v.458, p.69-83, Dec. 1992.
- FITZPATRICK, R. C., J. L. TAYLOR, *et al.* Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: reflex and task-dependent components. **J Physiol**, v.454, p.533-47, Aug. 1992.
- FRIEDLI, W. G., L. COHEN, *et al.* Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v.51, n.2, p.232-43, Feb. 1988.
- FRIEDLI, W. G., M. HALLETT, *et al.* Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v.47, n.6, p.611-22, Jun. 1984.
- GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiol Rev**, v.81, n.4, p.1725-89, Oct. 2001.
- GATEV, P., S. THOMAS, *et al.* Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **J Physiol**, v.514 ( Pt 3), p.915-28, Feb 1. 1999.
- GENTHON, N. e P. ROUGIER. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. **J Biomech**, v.38, n.10, p.2037-49, Oct. 2005.
- GLASS, L. Synchronization and rhythmic processes in physiology. **Nature**, v.410, n.6825, p.277-84, Mar 8. 2001.
- HARIDAS, C., I. T. GORDON, *et al.* Walking delays anticipatory postural adjustments but not reaction times in a choice reaction task. **Exp Brain Res**, v.163, n.4, p.440-4, Jun. 2005.
- HARKINS, K. M., C. G. MATTACOLA, *et al.* Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. **J Athl Train**, v.40, n.3, p.191-4, Jul-Sep. 2005.
- HENRY, S. M., J. R. HITT, *et al.* Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.21, n.9, p.881-92, Nov. 2006.
- HERMENS, H. J., B. FRERIKS, *et al.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**, v.10, n.5, p.361-74, Oct. 2000.

HIROKAWA, S. Normal gait characteristics under temporal and distance constraints. **J Biomed Eng**, v.11, n.6, p.449-56, Nov. 1989.

HORSTMANN, G. A. e V. DIETZ. The contribution of vestibular input to the stabilization of human posture: a new experimental approach. **Neurosci Lett**, v.95, n.1-3, p.179-84, Dec 19. 1988.

JACOBS, J. V., S. M. HENRY, *et al.* People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. **Behav Neurosci**, v.123, n.2, p.455-8, Apr. 2009.

JACOBS, J. V. e F. B. HORAK. External postural perturbations induce multiple anticipatory postural adjustments when subjects cannot pre-select their stepping foot. **Exp Brain Res**, v.179, n.1, p.29-42, May. 2007.

JOHNSON, M. A., J. POLGAR, *et al.* Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. **J Neurol Sci**, v.18, n.1, p.111-29, Jan. 1973.

KANEKAR, N., M. J. SANTOS, *et al.* Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. **Clin Neurophysiol**, v.119, n.10, p.2304-13, Oct. 2008.

KAPPLER, R. E. Postural balance and motion patterns. **J Am Osteopath Assoc**, v.81, n.9, p.598-606, May. 1982.

KASAI, T., S. YAHAGI, *et al.* Effect of vibration-induced postural illusion on anticipatory postural adjustment of voluntary arm movement in standing humans. **Gait Posture**, v.15, n.1, p.94-100, Feb. 2002.

KAZENNIKOV, O., I. SOLOPOVA, *et al.* Anticipatory postural adjustment: the role of motor cortex in the natural and learned bimanual unloading. **Exp Brain Res**, v.186, n.2, p.215-23, Mar. 2008.

KITAOKA, K., R. ITO, *et al.* Effect of mood state on anticipatory postural adjustments. **Neurosci Lett**, v.370, n.1, p.65-8, Nov 3. 2004.

KRISHNAMOORTHY, V. e M. L. LATASH. Reversals of anticipatory postural adjustments during voluntary sway in humans. **J Physiol**, v.565, n.Pt 2, p.675-84, Jun 1. 2005.

LACKNER, J. R., E. RABIN, *et al.* Fingertip contact suppresses the destabilizing influence of leg muscle vibration. **J Neurophysiol**, v.84, n.5, p.2217-24, Nov. 2000.

LAESSEOE, U. e M. VOIGT. Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbations. **Gait Posture**, v.28, n.1, p.62-8, Jul. 2008.

LAKIE, M., N. CAPLAN, *et al.* Human balancing of an inverted pendulum with a compliant linkage: neural control by anticipatory intermittent bias. **J Physiol**, v.551, n.Pt 1, p.357-70, Aug 15. 2003.

LE BOZEC, S. e S. BOUISSET. Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp pushes? **Exp Brain Res**, v.158, n.4, p.427-37, Oct. 2004.

LEDIN, T., P. A. FRANSSON, *et al.* Effects of postural disturbances with fatigued triceps surae muscles or with 20% additional body weight. **Gait Posture**, v.19, n.2, p.184-93, Apr. 2004.

LIN, D., M. A. NUSSBAUM, *et al.* Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: influence of fatigue location and age. **Eur J Appl Physiol**, v.106, n.3, p.425-34, Jun. 2009.

LORAM, I. D. e M. LAKIE. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. **J Physiol**, v.540, n.Pt 3, p.1111-24, May 1. 2002.

LORAM, I. D., C. N. MAGANARIS, *et al.* Active, non-spring-like muscle movements in human postural sway: how might paradoxical changes in muscle length be produced? **J Physiol**, v.564, n.Pt 1, p.281-93, Apr 1. 2005.

MACKINNON, C. D., D. BISSIG, *et al.* Preparation of anticipatory postural adjustments prior to stepping. **J Neurophysiol**, v.97, n.6, p.4368-79, Jun. 2007.

MADEMLI, L., A. ARAMPATZIS, *et al.* Dynamic stability control in forward falls: postural corrections after muscle fatigue in young and older adults. **Eur J Appl Physiol**, v.103, n.3, p.295-306, Jun. 2008.

MAHAR, R. K., R. L. KIRBY, *et al.* Simulated leg-length discrepancy: its effect on mean center-of-pressure position and postural sway. **Arch Phys Med Rehabil**, v.66, n.12, p.822-4, Dec. 1985.

MALOUIN, F. e C. L. RICHARDS. Preparatory adjustments during gait initiation in 4-6-year-old children. **Gait Posture**, v.11, n.3, p.239-53, Jun. 2000.

MARTIN, O., N. TEASDALE, *et al.* Pointing to a target from an upright position in human: tuning of postural responses when there is target uncertainty. **Neurosci Lett**, v.281, n.1, p.53-6, Mar 3. 2000.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Prog Neurobiol**, v.38, n.1, p.35-56. 1992.

\_\_\_\_\_. Postural control systems in developmental perspective. **Neurosci Biobehav Rev**, v.22, n.4, p.465-72, Jul. 1998.

MCCARTHY, J. J. e G. D. MACEWEN. Management of leg length inequality. **J South Orthop Assoc**, v.10, n.2, p.73-85; discussion 85, Summer. 2001.

MELLO, R. G., L. F. OLIVEIRA, *et al.* Anticipation mechanism in body sway control and effect of muscle fatigue. **J Electromyogr Kinesiol**, v.17, n.6, p.739-46, Dec. 2007.

MEZAOUR, M., E. YIOU, *et al.* Does symmetrical upper limb task involve symmetrical postural adjustments? **Gait Posture**, Jun 4. 2009.

MORASSO, P. G. e V. SANGUINETI. Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. **J Neurophysiol**, v.88, n.4, p.2157-62, Oct. 2002.

MORRIS, S. L. e G. T. ALLISON. Effects of abdominal muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with arm raising. **Gait Posture**, v.24, n.3, p.342-8, Nov. 2006.

NANA-IBRAHIM, S., S. VIEILLEDENT, *et al.* Target size modifies anticipatory postural adjustments and subsequent elementary arm pointing. **Exp Brain Res**, v.184, n.2, p.255-60, Jan. 2008.

NARDONE, A., J. TARANTOLA, *et al.* Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. **Arch Phys Med Rehabil**, v.79, n.8, p.920-4, Aug. 1998.

\_\_\_\_\_. Fatigue effects on body balance. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v.105, n.4, p.309-20, Aug. 1997.

NOE, F. Modifications of anticipatory postural adjustments in a rock climbing task: the effect of supporting wall inclination. **J Electromyogr Kinesiol**, v.16, n.4, p.336-41, Aug. 2006.

NOE, F., F. QUAINÉ, *et al.* The role of anticipatory postural adjustments in a rocking on heels movement. **Neurosci Lett**, v.358, n.2, p.115-8, Mar 25. 2004.

NOUILLOT, P., M. C. DO, *et al.* Are there anticipatory segmental adjustments associated with lower limb flexions when balance is poor in humans? **Neurosci Lett**, v.279, n.2, p.77-80, Jan 28. 2000.

PALLUEL, E., H. CEYTE, *et al.* Anticipatory postural adjustments associated with a forward leg raising in children: effects of age, segmental acceleration and sensory context. **Clin Neurophysiol**, v.119, n.11, p.2546-54, Nov. 2008.

PLINE, K. M., M. L. MADIGAN, *et al.* Lumbar extensor fatigue and circumferential ankle pressure impair ankle joint motion sense. **Neurosci Lett**, v.390, n.1, p.9-14, Dec 16. 2005.

POZZO, T., M. OUAMER, *et al.* Simulating mechanical consequences of voluntary movement upon whole-body equilibrium: the arm-raising paradigm revisited. **Biol Cybern**, v.85, n.1, p.39-49, Jul. 2001.

RAYMAKERS, J. A., M. M. SAMSON, *et al.* The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait Posture**, v.21, n.1, p.48-58, Jan. 2005.

REISMAN, D. S., H. J. BLOCK, *et al.* Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored? **J Neurophysiol**, v.94, n.4, p.2403-15, Oct. 2005.

RIEMANN, B. L. e S. M. LEPHART. The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. **J Athl Train**, v.37, n.1, p.71-79, Jan. 2002.

RODRIGUEZ, G. M. e A. S. ARUIN. The effect of shoe wedges and lifts on symmetry of stance and weight bearing in hemiparetic individuals. **Arch Phys Med Rehabil**, v.83, n.4, p.478-82, Apr. 2002.

ROERDINK, M., A. C. GEURTS, *et al.* On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. **Neurorehabil Neural Repair**, v.23, n.3, p.267-74, Mar-Apr. 2009.

RUGET, H., J. BLOUIN, *et al.* Can prepared anticipatory postural adjustments be updated by proprioception? **Neuroscience**, v.155, n.3, p.640-8, Aug 26. 2008.

SADEGHI, H., F. PRINCE, *et al.* Simultaneous, bilateral, and three-dimensional gait analysis of elderly people without impairments. **Am J Phys Med Rehabil**, v.83, n.2, p.112-23, Feb. 2004.

SAINBURG, R. L., M. F. GHILARDI, *et al.* Control of limb dynamics in normal subjects and patients without proprioception. **J Neurophysiol**, v.73, n.2, p.820-35, Feb. 1995.

SANTOS, M. J. e A. S. ARUIN. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. **J Electromyogr Kinesiol**, v.19, n.3, p.532-41, Jun. 2009.

SANTOS, M. J., N. KANEKAR, *et al.* The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. **J Electromyogr Kinesiol**, Aug 4. 2009.

SCHMITZ, C., J. MARTINEAU, *et al.* Motor control and children with autism: deficit of anticipatory function? **Neurosci Lett**, v.348, n.1, p.17-20, Sep 4. 2003.

SHIRATORI, T. e A. ARUIN. Modulation of anticipatory postural adjustments associated with unloading perturbation: effect of characteristics of a motor action. **Exp Brain Res**, v.178, n.2, p.206-15, Apr. 2007.



SHIRATORI, T. e A. S. ARUIN. Anticipatory postural adjustments associated with rotational perturbations while standing on fixed and free-rotating supports. **Clin Neurophysiol**, v.115, n.4, p.797-806, Apr. 2004.

SHIRATORI, T. e M. LATASH. The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. **Clin Neurophysiol**, v.111, n.4, p.613-23, Apr. 2000.

SLIJPER, H. e M. LATASH. The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. **Exp Brain Res**, v.135, n.1, p.81-93, Nov. 2000.

SLIJPER, H. e M. L. LATASH. The effects of muscle vibration on anticipatory postural adjustments. **Brain Res**, v.1015, n.1-2, p.57-72, Jul 23. 2004.

SLIJPER, H., M. L. LATASH, *et al.* Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. **Brain Res**, v.924, n.2, p.184-97, Jan 11. 2002.

STAPLEY, P. J., L. H. TING, *et al.* Automatic postural responses are delayed by pyridoxine-induced somatosensory loss. **J Neurosci**, v.22, n.14, p.5803-7, Jul 15. 2002.

STRANG, A. J. e W. P. BERG. Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. **Exp Brain Res**, v.178, n.1, p.49-61, Mar. 2007.

STRANG, A. J., W. P. BERG, *et al.* Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. **Exp Brain Res**, v.197, n.3, p.245-54, Aug. 2009.

STRANG, A. J., H. J. CHOI, *et al.* The effect of exhausting aerobic exercise on the timing of anticipatory postural adjustments. **J Sports Med Phys Fitness**, v.48, n.1, p.9-16, Mar. 2008.

TAYLOR, J. L., J. E. BUTLER, *et al.* Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. **Eur J Appl Physiol**, v.83, n.2-3, p.106-15, Oct. 2000.

TEIXEIRA, L. A. Categories of manual asymmetry and their variation with advancing age. **Cortex**, v.44, n.6, p.707-16, Jun. 2008.

TEIXEIRA, L. A. e L. Q. CAMINHA. Intermanual transfer of force control is modulated by asymmetry of muscular strength. **Exp Brain Res**, v.149, n.3, p.312-9, Apr. 2003.

TEIXEIRA, M. C. e L. A. TEIXEIRA. Leg preference and interlateral performance asymmetry in soccer player children. **Dev Psychobiol**, v.50, n.8, p.799-806, Dec. 2008.

TEYSSÉDRE, C., F. LINO, *et al.* Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. **Exp Brain Res**, v.134, n.4, p.435-40, Oct. 2000.

TING, L. H. e J. L. MCKAY. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. **Curr Opin Neurobiol**, v.17, n.6, p.622-8, Dec. 2007.

TOUSSAINT, H. M., Y. M. MICHIES, *et al.* Scaling anticipatory postural adjustments dependent on confidence of load estimation in a bi-manual whole-body lifting task. **Exp Brain Res**, v.120, n.1, p.85-94, May. 1998.

VAGENAS, G. e T. B. HOSHIZAKI. Ground reaction force asymmetries of normal human gait. **Med Sci Sports Exerc**, v.21, n.5, p.625-6, Oct. 1989.

VALDERRABANO, V., B. M. NIGG, *et al.* Muscular lower leg asymmetry in middle-aged people. **Foot Ankle Int**, v.28, n.2, p.242-9, Feb. 2007.

VAN EMMERIK, R. E. A. e E. E. H. VAN WEGEN. On variability and stability in human movement. **Journal of Applied Biomechanics**, v.16, n.4, p.394-406. 2000.

VUILLERME, N. e M. BOISGONTIER. Changes in the relative contribution of each leg to the control of quiet two-legged stance following unilateral plantar-flexor muscles fatigue. **Eur J Appl Physiol**, Apr 14. 2010.

VUILLERME, N., C. BURDET, *et al.* The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance. **Gait Posture**, v.24, n.2, p.169-72, Oct. 2006.

VUILLERME, N., F. DANION, *et al.* Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. **Neurosci Lett**, v.333, n.2, p.131-5, Nov 22. 2002.

VUILLERME, N., N. FORESTIER, *et al.* Attentional demands and postural sway: the effect of the calf muscles fatigue. **Med Sci Sports Exerc**, v.34, n.12, p.1907-12, Dec. 2002.

VUILLERME, N., V. NOUGIER, *et al.* Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? **Neurosci Lett**, v.308, n.2, p.103-6, Aug 3. 2001.

\_\_\_\_\_. Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motions in humans. **J Sports Med Phys Fitness**, v.42, n.3, p.289-94, Sep. 2002.

WAKELING, J. M., M. KAYA, *et al.* Determining patterns of motor recruitment during locomotion. **J Exp Biol**, v.205, n.Pt 3, p.359-69, Feb. 2002.

WINTER, D. A. **A.B.C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of Balance during Standing and Walking**. Ontario, Canada: Waterloo Biomechanics, Waterloo. 56 p. 1995

WINTER, D. A., A. E. PATLA, *et al.* Stiffness control of balance in quiet standing. **J Neurophysiol**, v.80, n.3, p.1211-21, Sep. 1998.

\_\_\_\_\_. Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. **J Neurophysiol**, v.85, n.6, p.2630-3, Jun. 2001.

YAGGIE, J. A. e S. J. MCGREGOR. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. **Arch Phys Med Rehabil**, v.83, n.2, p.224-8, Feb. 2002.

YIOU, E. Performance and postural interactions during synchronous pointing and leg flexion. **Med Sci Sports Exerc**, v.37, n.1, p.91-9, Jan. 2005.

YIOU, E., A. HAMAOU, *et al.* Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. **Neurosci Lett**, v.423, n.1, p.29-34, Aug 9. 2007.

YIOU, E., A. M. HEUGAS, *et al.* Effect of lower limb muscle fatigue induced by high-level isometric contractions on postural maintenance and postural adjustments associated with bilateral forward-reach task. **Gait Posture**, v.29, n.1, p.97-101, Jan. 2009.

YIOU, E., M. MEZAOUR, *et al.* Anticipatory postural adjustments and focal performance during bilateral forward-reach task under different stance conditions. **Motor Control**, v.13, n.2, p.142-60, Apr. 2009.

YIOU, E. e C. SCHNEIDER. Coordination of pointing and stepping: do postural phenomena result from the juxtaposition of the dynamics of each task? **Neurosci Lett**, v.425, n.1, p.63-8, Sep 20. 2007.

YIOU, E., C. SCHNEIDER, *et al.* Coordination of rapid stepping with arm pointing: anticipatory changes and step adaptation. **Hum Mov Sci**, v.26, n.3, p.357-75, Jun. 2007.

YOSHIDA, S., K. NAKAZAWA, *et al.* Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement. **Gait Posture**, v.27, n.1, p.97-102, Jan. 2008.

ZATTARA, M. e S. BOUISSET. Chronometric analysis of the posturo-kinetic programming of voluntary movement. **J Mot Behav**, v.18, n.2, p.215-23, Jun. 1986.

\_\_\_\_\_. Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v.51, n.7, p.956-65, Jul. 1988.

ZIFCHOCK, R. A., I. DAVIS, *et al.* Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. **J Biomech**, v.39, n.15, p.2792-7. 2006.



**ANEXOS**

## **ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

### **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

Linha de Pesquisa: NEUROMECAÂNICA DO MOVIMENTO HUMANO e CONTROLE MOTOR

Título do Projeto: ***INFLUÊNCIA DA FADIGA SOBRE ASSIMETRIAS NOS AJUSTES POSTURAIIS ANTECIPATÓRIOS DE MEMBROS INFERIORES.***

Investigadores: Matheus Joner Wiest, Felipe Pivetta Carpes e Ricardo Demétrio de Souza Petersen.

Registro no comitê de ética em pesquisa com humanos da UFRGS (CEPUFRGS) número 2008240.  
Telefone CEPUFRGS para contato 51 3308 2936

### **Termo de Consentimento do Participante e Sumário Informativo**

Esse termo de consentimento, cuja cópia lhe foi entregue, é apenas parte de um processo de consentimento informado de um projeto de pesquisa do qual você participará como voluntário. Ele deve lhe dar uma idéia básica do que se trata o projeto, e o que sua participação envolverá. Se você quiser mais detalhes sobre algo mencionado aqui, ou informação não incluída aqui, sinta-se livre para solicitar. Por favor, leia atentamente esse termo, a fim de que você tenha entendido plenamente o objetivo desse projeto, e o seu envolvimento nesse estudo como sujeito participante. O investigador tem o direito de encerrar o seu envolvimento nesse estudo, caso isso se faça necessário. De igual forma, você pode retirar o seu consentimento em participar no mesmo a qualquer momento se assim o desejar. Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa cujo objetivo é avaliar os efeitos da fadiga muscular e da preferência podal sobre o equilíbrio estático.

Todos os sujeitos deste estudo irão realizar testes controle da postura estática através da atividade elétrica muscular (EMG), antes e após a indução de processos de fadiga muscular. A coleta ocorrerá em um único dia com duração média de uma hora e trinta minutos. Durante os testes de EMG você deverá subir na plataforma, manter os pés afastados vinte centímetros em abdução de vinte graus, posicionar os braços ao lado do corpo, sem executar nenhum movimento desnecessário e fixar o olhar para um ponto fixo posicionado a aproximadamente 2 metros a sua frente na altura dos olhos. O indivíduo deverá realizar dez flexões de ombro pré teste de fadiga, pós teste de fadiga e vinte e cinco minutos após o teste de fadiga (permanecendo em repouso neste intervalo). O teste de fadiga consistirá em contrações estáticas (isométricas) de flexão de tornozelo. O teste de EMG após o protocolo de fadiga muscular deverá ocorrer imediatamente após o final deste. Durante os testes de flexão de ombro será monitorada a atividade elétrica muscular por um aparelho eletromiográfico, e o comportamento do centro de pressão por uma plataforma de força.

A atividade elétrica será monitorada por eletrodos de superfície, semelhantes aos utilizados em exames de eletrocardiograma, sem nenhum tipo de sensação dor. Também serão solicitadas informações pessoais como nome, data de nascimento, estatura, massa corporal, idade, uso de medicamentos, lesões traumato-ortopédicas ou neurológicas.

Riscos e benefícios: O principal benefício em sua participação voluntária será o recebimento dos resultados dos testes, que serão gratuitos, e irão fornecer importantes

informações sobre o comportamento do seu equilíbrio estático além de conhecer como é o comportamento do seu controle postural. Os riscos associados podem ser traduzidos em dor muscular tardia no dia subsequente as avaliações, mas são pouco esperadas.

Confidencialidade: Todas as informações obtidas como parte desse estudo permanecerão confidenciais. As únicas pessoas com acesso aos seus resultados pessoais serão os investigadores e bolsistas envolvidos nesse estudo. Qualquer documento publicado apresentando os resultados desse estudo não identificará os participantes.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente a informação relativa à sua participação nesse projeto e você concorda em participar como sujeito. De forma alguma esse consentimento lhe faz renunciar aos seus direitos legais, e nem libera os investigadores, patrocinadores, ou instituições envolvidas de suas responsabilidades pessoais ou profissionais. Você está livre para retirar-se do estudo a qualquer momento que assim o queira.

A sua participação continuada deve ser tão bem informada quanto o seu consentimento inicial, de modo que você deve se sentir à vontade para solicitar esclarecimentos ou novas informações durante a sua participação.

Caso deseje maiores informações contate: Matheus J. Wiest (Fone – 51-8221-4466 – [matheuswiest@yahoo.com.br](mailto:matheuswiest@yahoo.com.br)) ou Ricardo D. De Souza Petersen (Fone 51 – 3308-5808 - [petersen@esef.ufrgs.br](mailto:petersen@esef.ufrgs.br)).

	/	/	
Assinatura Participante			Assinatura Investigador
Nome por extenso			Nome por extenso

## ANEXO B – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



**PRÓ-REITORIA DE PESQUISA**  
**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**  
**CARTA DE APROVAÇÃO**

pro.pesq

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul analisou o projeto:

**Número :** 2008240


**Título :** INFLUÊNCIA DA FADIGA SOBRE ASSIMETRIAS NOS AJUSTES POSTURAIIS DE MEMBROS INFERIORES

**Pesquisador (es) :**

<u>NOME</u>	<u>PARTICIPAÇÃO</u>	<u>EMAIL</u>	<u>FONE</u>
RICARDO DEMETRIO DE SOUZA PETERSEN	PESQ RESPONSÁVEL	00004230@ufrgs.br	33085869
MATHEUS JONER WIEST	PESQUISADOR	matheuswiest@yahoo.com.br	

O mesmo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, reunião nº 64 , ata nº 144 , de 21/1/2010 , por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, quinta-feira, 21 de janeiro de 2010

  
**JOSE ARTUR BOGÓ CHIES**  
 Coordenador do CEP-UFRGS



**ANEXO C – AUTORIZAÇÃO INSTITUCIONAL UFSM****AUTORIZAÇÃO INSTITUCIONAL**

O Centro de Educação Física e Desportos da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM) na pessoa do seu diretor Carlos Bolli Mota, AUTORIZA o aluno Matheus Joner Wiest, do curso de mestrado em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), cadastro na UFRGS número 177567, RG 2082301546 SJS, a utilizar as dependências e instrumentos do Laboratório de Biomecânica, com o objetivo de coletar os dados de seu projeto de mestrado intitulado “Influência da fadiga sobre assimetrias nos ajustes posturais de membros inferiores”.

Santa Maria, 01 de setembro de 2009.



---

**Carlos Bolli Mota**

**Diretor do Centro de Educação Física e Desportos da UFSM**

## ANEXO D – ANAMNESE E INVENTÁRIO DE WATERLOO

### ANAMNESE E INVENTÁRIO DE WATERLOO

Obrigado por participar em nosso estudo. Por favor, responda as questões abaixo:

Nome: \_\_\_\_\_

Sexo: ( ) Masculino ( ) Feminino

Idade: \_\_\_\_\_ Data de nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Estatura: \_\_\_\_\_ m

Massa corporal: \_\_\_\_\_ kg

e-mail: \_\_\_\_\_

Telefone: (\_\_\_\_) \_\_\_\_\_

Possui histórico de neuropatia central e/ou periferal?

( ) Sim ( ) Não

Já teve algum tipo de lesão nos membros inferiores? Caso sim, qual(ais)?

Pratica alguma atividade física? Caso sim, qual atividade, a frequência de treinos e o objetivo?

Qual membro inferior você considera dominante?

Responda cada questão do inventário de Waterloo a seguir da melhor forma para você. Se você SEMPRE usa um pé para a atividade descrita, circule DS ou ES (para direito sempre, ou, esquerdo sempre). Se você frequentemente (mas não sempre) usa o pé direito ou esquerdo, circule DF ou EF, respectivamente de acordo com sua resposta. Se você usa ambos os pés com a mesma freqüência para a atividade descrita, assinale AMB.

Por favor, não simplesmente circule uma resposta, mas imagine a realização da atividade e então marque a resposta. Se precisar, pare e realize o movimento.

2. Se você tiver que ficar em um pé só, em qual pé ficaria?	DS	DF	AMB	ES	EF
4. Se você tem que subir numa cadeira, qual pé você coloca primeiro em cima dela?	DS	DF	AMB	ES	EF
6. Se você tiver que ficar em pé sobre um trilho de trem, em um pé só, qual pé seria?	DS	DF	AMB	ES	EF
10. Quando estamos em pé, parados geralmente largamos nosso peso mais sobre uma das pernas. No seu caso, em qual das pernas você apóia mais o peso?	DS	DF	AMB	ES	EF