



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA – UNISUAM
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU
CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

PATRICIA SANT'ANNA DO CARMO APRIGIO

**EFEITOS DA FADIGA MUSCULAR DAS EXTREMIDADES
INFERIORES SOBRE AS ESTRATÉGIAS DE MOVIMENTO PARA
MANUTENÇÃO DA ESTABILIDADE POSTURAL**

RIO DE JANEIRO

2019

**EFEITOS DA FADIGA MUSCULAR DAS EXTREMIDADES
INFERIORES SOBRE AS ESTRATÉGIAS DE MOVIMENTO PARA
MANUTENÇÃO DA ESTABILIDADE POSTURAL**

PATRICIA SANT'ANNA DO CARMO APRIGIO

Dissertação de Mestrado Acadêmico
apresentado ao Programa de Pós-graduação
em Ciências da Reabilitação, do Centro
Universitário Augusto Motta, como parte dos
requisitos para obtenção do título de Mestre
em Ciências da Reabilitação.

Linha de Pesquisa: Avaliação Funcional em
Reabilitação

Orientador: Prof. Dr. Arthur de Sá Ferreira

RIO DE JANEIRO

2019

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pelo Sistema de bibliotecas e
Informação – SBI – UNISUAM

615.82 Aprigio, Patricia Sant'Anna do Carmo.
A654e Efeitos da fadiga muscular das extremidades inferiores sobre as
estratégias de movimento para manutenção da estabilidade postural /
Patricia Sant'Anna do Carmo. - Rio de Janeiro, 2019.
72 p.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação). Centro
Universitário Augusto Motta, 2019.

1. Posturografia. 2. Eletromiografia de superfície. 3. Cinesiologia. 4.
Reabilitação. I. Título.

CDD 22.ed.

**EFEITOS DA FADIGA MUSCULAR DAS EXTREMIDADES INFERIORES SOBRE
AS ESTRATÉGIAS DE MOVIMENTO PARA MANUTENÇÃO DA ESTABILIDADE
POSTURAL**

PATRICIA SANT'ANNA DO CARMO APRIGIO

Dissertação de Mestrado Acadêmico
apresentado ao Programa de Pós-graduação em
Ciências da Reabilitação, do Centro
Universitário Augusto Motta, como parte dos
requisitos para obtenção do título de Mestre em
Ciências da Reabilitação.

Aprovado em: 06/05/2019

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Arthur de Sá Ferreira

Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Prof. Dr. Thiago Lemos de Carvalho

Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Prof. Dr. Laura Alice dos Santos Oliveira

Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Prof. Dr. André Luis Santos Silva

Instituto Brasileiro de Fisioterapia Vestibular e Equilíbrio – IBRAFIVE

Rio de Janeiro - 2019

AGRADECIMENTOS

Gostaria de externar toda a minha gratidão à todas as pessoas que contribuíram para essa conquista.

Agradeço a Deus por me permitir chegar até aqui e por dar força e coragem para superar todos os desafios que me foram impostos ao longo do caminho.

Ao meu orientador Prof. Arthur por toda a sua ajuda, ensinamentos, incentivo, parceria e disponibilidade. Foi uma honra ter sido sua mestranda.

Ao meu marido Anderson pela motivação, apoio, compreensão, amor e por acreditar que esse sonho era possível.

Aos meus pais Ricardo e Rita por todos os ensinamentos, motivação, amor incondicional e por entenderem os meus momentos de ausência.

Ao meu irmão Ítalo pelo incentivo e por vibrar com as minhas conquistas, mesmo estando de longe.

À Marinha do Brasil e ao Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAN) juntamente com o Laboratório de Ciências do Exercício (LABOCE) que em parceria com a UNISUAM tornou essa conquista viável.

Este projeto recebeu o apoio financeiro do edital Jovem Cientista do Nosso Estado da Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ), sob o processo número E-26/103.066/2012. Este projeto contou ainda com o apoio financeiro de bolsa da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) – Código 001. Este projeto também contou com apoio financeiro de bolsa de estudos no valor de 50% através da parceria da UNISUAM com o Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAN).

RESUMO

Introdução: A fadiga é um sintoma angustiante, inversamente relacionado à estabilidade postural em adultos com doenças neuromusculares e sistêmicas. No entanto, não há informações sobre os efeitos da fatigabilidade dos músculos dos membros inferiores nas estratégias de movimento para o controle do equilíbrio na posição ortostática. **Métodos:** Este estudo incluiu 41 indivíduos saudáveis (sexo feminino/masculino: 22/19; idade 23 ± 3 anos; índice de massa corporal $25,4 \pm 3,7$ kg/m²). Os participantes foram submetidos a posturografia e eletromiografia de superfície do músculo gastrocnêmio medial durante uma contração voluntária e fatigante precedida e seguida da postura quieta (120s). A excitação muscular e a fatigabilidade foram avaliadas usando os valores da raiz quadrada média (*RMS*) e as inclinações da *RMS* e da frequência mediana espectral (f_{med}). O controle postural foi avaliado usando a área elíptica do centro de pressão (*Area*) e velocidade média (*Vavg*). As estratégias de movimento para controle de equilíbrio foram avaliadas usando o número de regiões de alta densidade (*nHDR*) e padrões espaciais do estatocinesiógrama tridimensional. **Resultados:** O tempo médio de fatigabilidade muscular foi de 258 ± 190 s. O teste de Wilcoxon mostrou que tanto a *Area* quanto a *Vavg* aumentaram após a tarefa fatigante com evidência estatística de diferença (*Area*: $p = 0,002$, $W = 191,0$; *Vavg*: $p < 0,001$, $W = 126,5$), mas não para *nHDR* ($p = 0,557$, $W = 153,0$). Padrões espaciais unicêntricos foram predominantes em ambas as tarefas (pré-fadiga: $n = 22/41$; pós-fadiga: $n = 19/41$), sem evidência estatística de associação entre os padrões espaciais e tarefas ($\gamma = 0,237$, $IC95\% = [-0,338; 0,542]$). **Conclusões:** A fatigabilidade muscular dos membros inferiores aumenta a instabilidade postural, mas não está associada a mudanças nas estratégias de movimento para controle do equilíbrio na postura ereta.

Palavras-chave: Eletromiografia de superfície; Posturografia; Cinesiologia; Reabilitação.

ABSTRACT

Background: Fatigue is a distressing symptom inversely related to postural stability in adults with neuromuscular and systemic diseases. However, there is no information about the effects of lower limb muscles fatigability on the movement strategies for balance control in the upright standing. **Methods:** This study enrolled 41 healthy subjects (female/male: 22/19; age 23 ± 3 years; body mass index 25.4 ± 3.7 kg/m²). Participants underwent posturography and surface electromyography of the gastrocnemius medialis during a sustained, fatiguing voluntary contraction of the gastrocnemius preceded and followed by quiet standing (120s). Muscle excitation and fatigability were evaluated using the mean square root (*RMS*) values and the *RMS* and spectral median frequency (f_{med}) slopes. Balance control was evaluated using the center-of-pressure elliptic area (*Area*) and average velocity (*Vavg*). Movement strategies for balance control were evaluated using the number of high-density regions (*nHDR*) and spatial patterns of the three-dimensional statokinesigram. **Results:** Mean time to muscle fatigability was 258 ± 190 s. Wilcoxon's signed rank test showed both *Area* and *Vavg* increased after the fatiguing task with statistical evidence of difference (*Area*: $p = 0.002$, $W = 191.0$; *Vavg*: $p < 0.001$, $W = 126.5$), but not for *nHDR* ($p = 0.557$, $W = 153.0$). Single-centered spatial patterns were predominant in both tasks (pre-fatigue: $n=22/41$; post-fatigue: $n=19/41$), with no statistical evidence of an association between the spatial patterns and tasks ($\gamma=0.237$, $95\%CI=[-0.338; 0.542]$). **Conclusions:** Lower limb muscle fatigability increases postural instability, but it is not associated with changes in movement strategies for balance control in the upright stance.

Keywords: Surface electromyography; Posturography; Kinesiology; Rehabilitation.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

2D-SKG:	Estatocinesiógrama 2D
3D-SKG:	Estatocinesiógrama 3D
AP:	Anteroposterior
BAOA:	Base aberta com olhos abertos
BS:	Base de suporte
CG:	Centro de gravidade
CM:	Centro de massa
CP:	Centro de pressão
CVMI:	Contração Voluntária Máxima Isométrica
EMGS:	Eletromiografia de superfície
ML:	Mediolateral
MMII:	Membros inferiores
SNC:	Sistema nervoso central
RMS:	Raiz quadrada média
TCLE:	Termo de consentimento livre e esclarecido
UM:	Unidades motoras

LISTA DE SÍMBOLOS

f_{med} :	Mediana espectral
γ :	Goodman-Kruskal
Area :	Área elíptica
F :	Força
F_x :	Força no eixo <i>X</i>
F_y :	Força no eixo <i>Y</i>
F_z :	Força no eixo <i>Z</i>
M :	Momento de força
M_x :	Momento de força no eixo <i>X</i>
M_y :	Momento de força no eixo <i>Y</i>
M_z :	Momento de força no eixo <i>Z</i>
nHDR :	Números de regiões de alta densidade
slope f_{med}	Tendência linear para f_{med}
slope RMS	Tendência Linear para RMS
Vavg :	Velocidade média

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	V
RESUMO	VI
ABSTRACT	VII
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	VIII
LISTA DE SÍMBOLOS	IX
CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO	12
1.1 CONTROLE DA ESTABILIDADE POSTURAL.....	12
1.1.1 <i>Função sensorial e estabilidade postural.....</i>	<i>13</i>
1.1.2 <i>Função muscular e estabilidade postural.....</i>	<i>14</i>
1.1.3 <i>Mecanismos de ajuste postural e estratégias de movimento para manutenção da estabilidade postural.....</i>	<i>14</i>
1.2 FADIGA E CONTROLE DA ESTABILIDADE POSTURAL.....	16
1.2.1 <i>Fadiga</i>	<i>16</i>
1.2.2 <i>Estabilidade postural em condições de fadiga muscular</i>	<i>18</i>
1.3 INSTRUMENTALIZAÇÃO PARA INVESTIGAÇÃO DA FADIGA E DO CONTROLE DA ESTABILIDADE POSTURAL	19
1.3.1 <i>Posturografia por plataforma de força</i>	<i>19</i>
1.3.2 <i>Eletromiografia de superfície.....</i>	<i>20</i>
1.3.3 <i>Estudos utilizando posturografia e eletromiografia de superfície simultaneamente....</i>	<i>22</i>
1.4 JUSTIFICATIVAS.....	23
1.5 PROBLEMA.....	24
1.6 OBJETIVOS.....	24
1.6.1 <i>Geral</i>	<i>24</i>
1.6.2 <i>Específicos.....</i>	<i>24</i>
1.7 HIPÓTESES.....	25
CAPÍTULO 2. PARTICIPANTES E MÉTODOS	26
2.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO	26
2.2 AMOSTRA	26
2.2.1 <i>Local de realização do estudo.....</i>	<i>26</i>
2.2.2 <i>Cálculo ou justificativa do tamanho amostral.....</i>	<i>26</i>
2.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	27
2.4 PROCEDIMENTOS.....	27
2.4.1 <i>Aquisição dos dados sincronizados.....</i>	<i>28</i>
2.4.2 <i>Preparação do experimento</i>	<i>29</i>
2.4.3 <i>Protocolo experimental</i>	<i>29</i>
2.5 ANÁLISE DOS DADOS	30
2.5.1 <i>Análise estatística.....</i>	<i>32</i>
2.6 ASPECTOS ÉTICOS.....	33
CAPÍTULO 3. RESULTADOS.....	34
CAPÍTULO 4. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	56

REFERÊNCIAS.....	57
APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	63
APÊNDICE 2 – FICHAS DE AVALIAÇÃO DOS PARTICIPANTES	66
APÊNDICE 3 – ESCALA DE DISPNEIA MODIFICADA DE BORG	68
ANEXO 1 – CARTA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	69
ANEXO 2 – SUBMISSÃO DO MANUSCRITO	70

Capítulo 1. Introdução

1.1 Controle da estabilidade postural

O termo postura compreende a orientação de qualquer segmento do corpo humano em relação ao vetor gravitacional (Winter, 1995). Diversas posturas podem ser adotadas pelo ser humano ao realizar atividades de vida diária, tais como deambular, pegar objetos com as mãos e permanecer em posição ortostática. A postura ortostática é caracterizada por um eixo longitudinal dos membros inferiores (MMII) alinhado com o corpo, embora as vértebras não estejam alinhadas em um eixo comum e o osso fêmur não estejam perfeitamente alinhados com a vertical. Porém, mesmo quando se decide permanecer em ortostatismo, o corpo balança. As forças de aceleração fazem o corpo balançar apesar do indivíduo tentar permanecer estável (Conforto, Schmid, Camomilla, D'Alessio, & Cappozzo, 2001; Schmid, Conforto, Bibbo, & D'Alessio, 2004).

O estudo do movimento dos corpos pode ser realizado pela análise cinemática e/ou dinâmica dos seus centros de massa (CM) e de gravidade (CG). O CM é o ponto equivalente da massa corporal total no sistema de referência global, sendo a média ponderada do CM de cada segmento do corpo no espaço tridimensional; a projeção vertical do CM sobre o solo é chamada de CG (Winter, 1995). O termo mais geral é CM, enquanto o CG se refere ao CM em um único eixo, definido pela direção da gravidade. Nos dois eixos horizontais utiliza-se o termo CM (Winter, 2009).

O equilíbrio mecânico de um corpo depende das forças e momentos de força que são aplicados sobre ele. Quando a soma de todas as forças (F) e momentos de força (M) que exercem sobre o corpo é nula ($\sum F=0$, $\sum M=0$), o corpo encontra-se em equilíbrio mecânico. As forças do campo gravitacional e de reação do solo, assim como as forças oriundas dos movimentos cardíacos, respiratórios e a contração muscular, aceleram o corpo humano em todas as direções em torno do CM, fazendo com que este raramente esteja em estado de equilíbrio estático, visto que as forças que atuam sobre ele são apenas temporariamente nulas. Assim, na postura ortostática ocorrem deslocamentos do corpo e seu CM, os quais precisam ser controlados a fim de realizar uma dada tarefa motora enquanto evita-se uma queda (Duarte & Freitas, 2010).

Denomina-se controle da estabilidade postural o processo de manutenção do balanço corporal em um campo gravitacional sem uma queda, mantendo ou retornando o CM sobre sua base de suporte (BS), que compreende o polígono definido pelas bordas laterais dos pés (Horak,

1987). Somando-se as características da estrutura do corpo humano – pequena BS, posição elevada do CM e assimetria anteroposterior (AP) – às forças atuantes no CM, afirma-se que a postura ortostática é eminentemente instável (Gurfinkel, Ivanenko, Levik, & Babakova, 1995).

O sistema de controle postural é responsável por manter a estabilidade e a orientação postural (de Camargo & Fregonesi, 2011; Winter, 1995). Esse sistema compreende estruturas do sistema nervoso em seus componentes sensorial e motor (de Camargo & Fregonesi, 2011). O sistema nervoso central (SNC) atua como um integrador das informações oriundas do sistema sensorial e, a partir destas, envia impulsos nervosos para os músculos produzirem as respostas neuromusculares necessárias para manter a estabilidade e orientação posturais (Winter, 2009). De acordo com a tarefa motora em execução, podem ocorrer modificações nos padrões de coordenação da cabeça, tronco e MMII para adaptar a postura às diferentes forças que atuam sobre o corpo (Buchanan & Horak, 1999).

1.1.1 Função sensorial e estabilidade postural

Os sistemas visual, vestibular e somatossensorial são responsáveis por captar informações sensoriais a respeito do próprio organismo e da sua relação com o ambiente; essas aferências são integradas e processadas para a produção de respostas de ajuste e controle postural (de Camargo & Fregonesi, 2011).

A visão é o sistema envolvido primeiramente em planejar a locomoção de modo a se evitar obstáculos. O sistema vestibular detecta informações sobre acelerações lineares e angulares, principalmente da cabeça. O sistema somatossensorial possui uma grande quantidade e variedade de sensores que detectam a posição e a velocidade de todos os segmentos do corpo, seu contato com objetos externos (incluindo o solo) e a orientação do campo gravitacional. Os mecanorreceptores cutâneos, tais como os corpúsculos de Paccini e discos de Merkel e os proprioceptores, como os fusos musculares, órgãos neurotendíneos e receptores articulares através de aferências somatossensitivas fazem conexão com o SNC (Winter, 1995). Além de reflexos segmentares por meio de aferências plantares, existem as vias proprioceptivas e cutâneo-plantares que emitem ramos colaterais para o cerebelo e para estruturas romboencefálicas, via sistema epicrítico, sobre propriocepção inconsciente. Os pés são uma importante região de informações aferentes proprioceptivas facilitando as respostas de adaptação postural (de Camargo & Fregonesi, 2011).

1.1.2 Função muscular e estabilidade postural

Do ponto de vista biomecânico, a postura humana compreende uma cadeia cinemática com conexões definidas pelos ângulos que determinam a posição dos segmentos corporais. Para que haja estabilidade de uma determinada cadeia cinemática, por exemplo em ortostatismo, as articulações precisam ser equilibradas por torques produzidos pela força muscular. A manutenção da postura ortostática só é possível pelo trabalho em conjunto dos músculos, em particular do pescoço, tronco e MMII (Gurfinkel et al., 1995).

De modo a manter o CM dentro da BS utiliza-se a ação neuromuscular, pois desta forma consegue-se a estabilidade necessária para realizar movimentos com os segmentos superiores do corpo (Duarte & Freitas, 2010; Horak, 1987).

A postura ortostática é também mantida pela rigidez passiva da estrutura musculotendínea do corpo humano. Como o campo gravitacional tende a projetar o corpo para baixo, a rigidez passiva atua contra esta força, mantendo o indivíduo estável. A variação de contribuição da rigidez passiva para manutenção da estabilidade pode variar na literatura. Porém, estima-se que mais da metade da força responsável por manter o ser humano em posição ortostática é dada pelo componente passivo, não havendo contribuição direta do SNC (Casadio, Morasso, & Sanguineti, 2005; Loram & Lakie, 2002).

O SNC também fornece excitações neuromusculares principalmente dos músculos dos membros inferiores para manter a estabilidade do corpo (Krishnamoorthy, Goodman, Zatsiorsky, & Latash, 2003). O padrão de coordenação é definido como um grupo de músculos que atuam em conjunto (Henry, Fung, & Horak, 1998). Quando um indivíduo realiza um movimento no qual há alteração da posição do CM, os músculos se ajustam para a manutenção da estabilidade (Krishnamoorthy et al., 2003). Os músculos são recrutados de forma sinérgica em resposta a perturbações externas, mas as sinergias musculares podem ser alteradas de forma flexível e dependente de tarefas para acomodar mudanças nas restrições biomecânicas do sistema músculo-esquelético ou de acordo com a tarefa proposta (Henry et al., 1998).

1.1.3 Mecanismos de ajuste postural e estratégias de movimento para manutenção da estabilidade postural

Os ajustes posturais ocorrem não apenas como reação a perturbações externas inesperadas (mecanismo compensatório: *feedback*), mas também como antecipação de perturbações esperadas, auto geradas (mecanismo antecipatório: *feedforward*). Déficits no

controle postural podem ocorrer em situações de antecipação independentemente de situações de reação (Horak, 1987).

Para reagir às perturbações, o SNC utiliza de forma isolada ou simultânea três estratégias de movimento: a estratégia de tornozelo, a estratégia de quadril e a estratégia do passo. A estratégia de tornozelo é recrutada para modificação do CM através da movimentação corporal majoritariamente ao redor do tornozelo, com um leve movimento do quadril. Esse tipo de estratégia é desencadeado como reação as perturbações lentas onde há necessidade de amplitude e força muscular da articulação do tornozelo. É a estratégia de movimento mais comum em resposta a perturbações anteroposteriores que envolvem deslocamentos do CM girando o corpo sobre as articulações do tornozelo com movimento mínimo das articulações do quadril ou do joelho. A estratégia de tornozelo é usada para pequenas perturbações em uma superfície firme e ampla capaz de resistir às forças de rotação do tornozelo. A estratégia de quadril produz o movimento combinado de extensão de quadril com dorsiflexão de tornozelo ou flexão de quadril com plantiflexão de tornozelo para controlar o CM (de Camargo & Fregonesi, 2011; Gatev, Thomas, Kepple, & Hallett, 1999). A estratégia de quadril desloca o CM flexionando ou estendendo-se os quadris, sendo utilizada em resposta a perturbações maiores e em situações em que as forças de rotação do tornozelo são insuficientes para deslocar o CM. A estratégia de passo realinha a BS sobre o CM com passos rápidos, saltos ou tropeços na direção de uma fonte externa de perturbação. A estratégia do passo é eficaz para perturbações muito grandes ou rápidas para as quais as outras estratégias foram insuficientes. O uso de uma estratégia particular depende da configuração da BS e do tamanho da perturbação (Horak, 1987).

Foi verificado que a escolha da estratégia postural para cada perturbação dependia da informação sensorial disponível. Modelos biomecânicos sugerem que uma estratégia mista do quadril-tornozelo ao invés de uma estratégia de tornozelo de forma isolada poderia ser utilizada para correção de distúrbios posturais de qualquer velocidade se houvesse como objetivo um menor esforço neural (Gatev et al., 1999). Em geral, os músculos dos membros inferiores são recrutados sob um esquema de organização central, caracterizado pelo recrutamento de músculos proximais para adicionar torque ativo do quadril ao torque do tornozelo e um controle intermitente da estabilidade do corpo usando estratégias de movimento do tornozelo (Gawthrop, Loram, Gollee, & Lakie, 2014; Sharon M Henry et al., 1998; Henry, Fung, & Horak, 2001).

As estratégias de movimento para a manutenção da estabilidade postural dependem criticamente do alinhamento postural inicial, o qual pode ser afetado por limitações

biomecânicas e neurais (Horak, 1987). Algumas restrições podem influenciar a coordenação do movimento, tais como: limitações do ambiente (irregularidades da superfície do solo), características do indivíduo (altura do CM e comprimento dos pés) e limitações intencionais ou da tarefa (acompanhamento do movimento de um alvo) (de Camargo & Fregonesi, 2011).

1.2 Fadiga e controle da estabilidade postural

1.2.1 Fadiga

A fadiga muscular é definida como qualquer redução na capacidade de exercer força ou potência muscular induzida pelo esforço físico e, portanto, é medida principalmente por mudanças no desempenho da função muscular (Bigland - Ritchie & Woods, 1984; Kluger, Krupp, & Enoka, 2013; Lima, Ferreira, Reis, Paes, & Meziat-Filho, 2018). É um sintoma incapacitante em que a função física e cognitiva são limitadas pelas interações entre a fatigabilidade de desempenho (declínio da medida de desempenho em um período de tempo) e fatigabilidade percebida (mudanças nas sensações que regulam a integridade da performance), sendo a fadiga um de muitos fatores que podem prejudicar a estabilidade postural (Arora, Budden, Byrne, & Behm, 2015; Yang, Sau, Lai, Cichon, & Li, 2015). Como um sintoma geral, a fadiga compreende tanto a percepção de fatores homeostáticos e psicológicos, quanto o declínio no desempenho devido a fatores periféricos e centrais (Kluger et al., 2013). A fatigabilidade é utilizada para normalizar o nível de fadiga relatado por um indivíduo em relação a tarefa proposta. Indivíduos que são menos fatigáveis são capazes de atender a uma maior demanda para alcançar o mesmo nível de fadiga (Yang et al., 2015).

A fadiga pode ser classificada como periférica ou central: a fadiga periférica ocorre quando as alterações estão presentes na região distal ao nervo periférico e a fadiga central, por sua vez, é caracterizada por uma redução da capacidade do SNC de manter a contração muscular máxima ou um declínio da ativação voluntária do músculo induzida pelo exercício (Arora et al., 2015).

Dados sugerem que a ativação voluntária de motoneurônios e fibras musculares é submáxima e, desta forma, a força voluntária máxima é menor do que a força máxima verdadeira. Assim, a força voluntária máxima geralmente pode estar abaixo da verdadeira força muscular máxima. A ativação voluntária geralmente diminui durante as tarefas isométricas voluntárias máximas onde a fadiga central se desenvolve e as taxas de disparo da UM diminuem. A estimulação magnética transcraniana sobre o córtex motor durante o exercício

fatigante revelou mudanças na excitabilidade cortical com base em registros eletromiográficos e um declínio no “drive” supraespinhal com base em registros de força. Mudanças centrais também ocorrem no nível da coluna vertebral devido à entrada alterada do fuso muscular, do órgão tendinoso de Golgi e dos aferentes musculares inervando o músculo fadigado. Uma série de outras mudanças centrais ocorrem durante a fadiga e afetam, por exemplo, propriocepção, tremores e controle postural. Assim, a fadiga dos músculos humanos não está presente simplesmente no músculo (Gandevia, 2001).

A fatigabilidade de desempenho depende das capacidades contráteis dos músculos envolvidos e da capacidade do sistema nervoso para fornecer um sinal de ativação adequado derivado de comandos descendentes e feedback aferente para a tarefa prescrita. Já a fatigabilidade percebida é derivada das sensações que regulam a integridade da performance com base na manutenção da homeostase e do estado psicológico do indivíduo. A fatigabilidade percebida pode ser avaliada quando uma pessoa está em repouso ou em atividade física. A fatigabilidade perceptível aumentada em repouso pode ser atribuída ao desvio de um ou mais fatores de modulação, como por exemplo temperatura corporal, hidratação, motivação e dor, a partir de valores basais normais. Por outro lado, a fatigabilidade percebida durante a atividade física é derivada das mudanças nos fatores de modulação e são usados para regular o desenvolvimento da fadiga (Yang et al., 2015).

A fadiga no organismo pode ser expressa por medidas subjetivas (por exemplo, o esforço percebido, a escala visual analógica e a avaliação de desconforto em partes do corpo) e por medidas objetivas (por exemplo, a força de contração, a frequência mediana na eletromiografia, a frequência cardíaca, a oxigenação do leito muscular e o volume sanguíneo muscular). Como sintoma, a fadiga pode ser medida por autorelato, quantificada como característica ou variável de estado (Yang et al., 2015). Os tecidos conjuntivos podem sofrer fadiga mecânica como resultado de esforço prolongado ou repetitivo. Já os músculos em geral sofrem fadiga fisiológica e contrátil (Kumar, 2006). Como a fadiga muscular é um fenômeno causado por uma combinação de processos que ocorrem em diferentes locais do organismo é possível que uma tarefa complexa, como a manutenção do equilíbrio corporal, seja alterada em condições de fadiga (Nardone, Tarantola, Giordano, & Schieppati, 1997).

Vários métodos objetivos e subjetivos são utilizados para mensurar a fadiga muscular localizada. A apresentação mais evidente de fadiga pode ser observada durante a manutenção máxima de tempo que uma carga pode ser mantida. Porém, quando indivíduos são motivados durante a execução de uma tarefa, apesar do desconforto, eles podem manter a contração muscular por um período maior, caracterizando-se uma maior resistência à fadiga. A

eletromiografia de superfície (EMGS) é considerada uma ferramenta confiável para indicação de fadiga muscular localizada, por meio da avaliação simultânea do aumento da amplitude do sinal eletromiográfico e da redução da frequência mediada do sinal, ambos durante a contração sustentada (Kumar, 2006).

1.2.2 Estabilidade postural em condições de fadiga muscular

O controle postural é perturbado pela fadiga muscular na postura ortostática. Além disso, acredita-se que a fadiga muscular afeta o sentido de posição articular ao aumentar o limiar da taxa de disparo de potenciais de ação das UM e ao interromper o *feedback* aferente, prejudicando a função do *feedback* proprioceptivo e cinestésico (Arora et al., 2015). A fadiga afeta a propriocepção através de uma menor ativação dos mecanorreceptores musculares ou de uma diminuição da função muscular (Vuillerme, Nougier, & Prieur, 2001). A quantidade de músculos fadigados influencia a magnitude do controle postural de modo que, quanto maior a quantidade de músculos fadigados, maior será a velocidade do balanço corporal. Além disso, a fadiga muscular aumenta a rigidez das articulações através da coativação de músculos antagonistas com o objetivo de reduzir o balanço corporal (Paillard & Borel, 2013). Na fadiga muscular também é observada uma redistribuição da contribuição dos músculos ativos e uma reorganização da coordenação das articulações dos MMII para manutenção do controle postural (Paillard, 2012).

Durante a fadiga muscular local, o SNC desenvolve estratégias para compensar as modificações musculares sob esta condição. Assim, o controle postural sob efeitos da fadiga durante um exercício muscular localizado é compensado pelo recrutamento de novas unidades motoras (UM) ou pela ativação de músculos previamente inativos. As adaptações ocorrem pela alternância do recrutamento de UM nos músculos posturais e/ou pela mudança de músculos ativados durante o controle postural (Paillard, 2012).

A fadiga muscular unilateral facilita o desenvolvimento de estratégias compensatórias específicas que não são observadas quando a fadiga muscular é bilateral. Quando a fadiga é unilateral, a contribuição de cada membro inferior para o controle da postura é modificada, resultando em ajustes neurais e estratégias compensatórias contralaterais para melhora do controle postural bípede. As mudanças compensatórias ocorrem devido às informações somatossensoriais fornecidas ao SNC pelos sensores de pé e perna que não estão fadigados (Paillard, 2012).

1.3 Instrumentalização para investigação da fadiga e do controle da estabilidade postural

1.3.1 Posturografia por plataforma de força

Como as forças e os momentos de força aplicadas ao CM do corpo são relativamente pequenos, os respectivos deslocamentos quase não são observáveis em indivíduos saudáveis, mas podem ser mensurados com o auxílio de equipamentos. O método mais usual de avaliar o controle da estabilidade postural compreende a análise do deslocamento do corpo. A análise pode ser qualitativa, feita por meio da observação e também pode ser quantitativa, quando se utilizam instrumentos de medição (Duarte & Freitas, 2010).

A análise quantitativa da estabilidade postural é realizada por meio da posturografia (Duarte & Freitas, 2010). A posturografia por plataforma de força é utilizada desde o final da década de 1950 em estudos que avaliam a manutenção da postura de pé (Thomas & Whitney, 1959). A avaliação da estabilidade postural por meio de plataformas de força é de grande interesse para a prática clínica, pois diversas variáveis que são calculadas a partir dos dados do CP mostraram diferenças significativas com a idade, as condições sensoriais da tarefa motora e as doenças (Chiari, Bertani, & Cappello, 2000). Existem duas formas principais na posturografia: a posturografia estática é utilizada quando a postura ortostática do ser humano está sendo estudada; por sua vez, a posturografia dinâmica é utilizada quando a resposta a uma perturbação no indivíduo é aplicada e está sendo estudada (Duarte & Freitas, 2010).

A mensuração da força exercida pelo corpo humano sobre a plataforma de força é realizada pelos transdutores de força, os quais fornecem um sinal elétrico proporcional à força aplicada (Winter, 2009). Os transdutores da plataforma de força medem os três componentes de força – F_x , F_y e F_z (x , y e z significam as direções AP, mediolateral (ML) e vertical, nesta ordem) – e os três elementos do momento de força – M_x , M_y e M_z – que atuam sobre a plataforma de força (Barela & Duarte, 2011; Duarte & Freitas, 2010). Por meio dessas medições pode-se determinar o centro de pressão (CP), definido como a resultante das forças verticais que agem sobre a superfície da BS (Duarte & Freitas, 2010). O CP é determinado por duas coordenadas presentes na superfície da plataforma segundo a direção de quem está sendo avaliado. A dinâmica do CP é normalmente interpretada como uma resposta aos ajustes motores das forças internas e externas que deslocam o CM (Winter, 2009).

A estabilidade postural pode ser medida sob seis condições sensoriais diferentes. As condições sensoriais dos testes combinam sistematicamente duas superfícies diferentes

(normal e instável) e três condições visuais diferentes (visão normal, ausente e visão imprecisa). Uma superfície instável pode ser proporcionada por uma espuma densa e flexível, de modo que as entradas somatossensoriais dos pés deixem de fornecer informações precisas sobre o balanço postural com referência ao plano vertical. Visão imprecisa pode ser fornecida por meio de uma abóbada de conflito visual sobre sua cabeça para estabilizar as informações visuais, de modo que o balanço postural já não está correlacionado com o fluxo de informação visual. Estas condições sensoriais ajudam a identificar indivíduos que dependem anormalmente de uma determinada entrada sensorial para orientação e aqueles que não podem permanecer estáveis sob certas situações de conflito sensorial (Horak, 1987).

A escolha do método para avaliar a estabilidade postural é motivada por muitos fatores; a confiabilidade está entre esses fatores e é necessário garantir que diferenças nas medições entre ensaios repetidos resultem da variabilidade nos ajustes posturais, em vez de erros aleatórios ou sistemáticos no procedimento de teste (Pinsault & Vuillerme, 2009). A posturografia tem se mostrado com confiabilidade variando de excelente a fraca dependendo da condição do teste relacionadas à visão e BS, assim como da idade do participante (de Sá Ferreira & Junqueira Ferraz Baracat, 2014). Assim, sugere-se que a posição dos pés deva ser padronizada, dependendo do objetivo da pesquisa e se a condição física do participante permite uma posição mais desafiadora para o sistema proprioceptivo (Ruhe, Fejer, & Walker, 2010).

Recentemente, foi proposta uma avaliação das estratégias de movimento para controle de equilíbrio com base na identificação de padrões espaciais do CP dentro da área de oscilação, ou seja, o estatocinesiograma 3D (3D-SKG). O 3D-SKG revela a estratégia de movimento predominante adotada para o controle do equilíbrio, como as estratégias de movimento de tornozelo e quadril. Estudos anteriores reconheceram a importância da distribuição espacial de dados posturais na manutenção da postura de pé e a necessidade de sua avaliação (Baracat & De Sá Ferreira, 2013).

1.3.2 Eletromiografia de superfície

A eletromiografia de superfície (EMGS) registra a atividade da musculatura esquelética através do exame dos potenciais elétricos das UM dos músculos voluntários. Por meio da EMGS é possível analisar a duração e o grau de atividade da musculatura, a ocorrência e intensidade da fadiga muscular, a modificação da composição das UM como resultado de programas de treinamento muscular e estratégias neurais de recrutamento (Ferreira, Guimarães, & Silva, 2010).

Por meio da escolha de técnicas de processamento e análise é possível quantificar os parâmetros clínicos. O processamento de sinais representa um grupo de técnicas matemáticas que podem ser utilizadas para se obter informações de sinais, até mesmo os de origem biomédica. Os instrumentos para o procedimento podem ser distribuídos de acordo com o domínio: tempo, frequência ou tempo-frequência. As medidas de escolha dos procedimentos dependem da informação que se deseja alcançar e das combinações entre os resultados da análise do sinal e os episódios fisiológicos em análise. Através dos sistemas digitais robustos houve um aumento na qualidade da interpretação da EMGS fundamentado no conhecimento das bases matemáticas da análise do sinal. Desta forma, conhecer as características do sinal eletromiográfico e as ferramentas de processamento e análise precisam ser dominadas pelos usuários desse exame devido a sua aplicabilidade (Ferreira et al., 2010).

Na EMGS a entrada de uma corrente ocorre pelos eletrodos, sendo estes o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição. Assim, o eletrodo deve ser posicionado o mais próximo do músculo para que sua corrente iônica possa ser captada. O local de conexão entre o tecido e o eletrodo é chamado de superfície de detecção. Assim, quando os eletrodos superficiais são aderidos à pele, a superfície de detecção capta o sinal da corrente através da interface pele-eletrodo (de Luca, 1997). Após a coleta do sinal podem ser utilizados muitos métodos de processamento para que seja feita a interpretação dos dados. O conteúdo espectral e as amplitudes são duas importantes características do sinal eletromiográfico. A análise no domínio temporal e no domínio de frequências são duas formas comuns de representação das informações contidas nos sinais. Os dados representados no domínio temporal representam quando algo acontece e qual é a amplitude desta ocorrência. A amplitude indica a intensidade da atividade da musculatura devido a aumentos no recrutamento das UM e em sua proporção de disparo (Robertson, 2004).

As técnicas de normalização têm como objetivo analisar e comparar os sinais de EMGS de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições. Assim, transforma os valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100%. Porém, a posição do membro, contração de músculos sinérgicos e esforço voluntário são fatores que podem interferir (De Luca, 1997). Existem várias formas para se normalizar a amplitude do sinal do EMGS, tais como: Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVMI), Pico Máximo do Sinal EMGS, Valor Médio do Sinal EMGS, Valor Fixo do Sinal EMG. Na CVMI, é utilizada como referência para normalização o maior valor encontrado em uma contração isométrica máxima do músculo que está sendo avaliado (Winter, 1990; Burden & Barlett, 1999). O Pico Máximo do Sinal EMG é caracterizado pelo pico do sinal EMGS encontrado no

movimento ou ciclo que está sendo avaliado, também chamado de método do pico dinâmico. No Valor Médio do Sinal EMG é utilizado como referência para normalização do valor médio do sinal EMG da contração, também chamado de método da média dinâmica (Burden & Barlett, 1999). No Valor Fixo do Sinal EMG é utilizado como valor de referência: uma contração submáxima ou uma contração isométrica submáxima (Robertson et al., 2004). A EMGS mostra aumento da excitação muscular e diminuição das medidas espectrais durante contrações isométricas submáximas (González-izal, Malanda, Gorostiaga, & Izquierdo, 2012).

1.3.3 Estudos utilizando posturografia e eletromiografia de superfície simultaneamente

Estudos anteriores utilizaram a avaliação da estabilidade postural através de posturografia associada a EMGS, nos quais a posturografia avalia diversas variáveis a partir dos dados do CP e a EMGS analisa a duração e o grau da atividade muscular, sendo possível verificar episódios de fadiga muscular e a modificação da composição das UM durante a execução de uma tarefa motora.

Foi realizado um estudo com o objetivo de quantificar a ocorrência de um mecanismo antecipatório em postura ortostática, mensurando o atraso entre a atividade mioelétrica do músculo gastrocnêmio lateral e o sinal posturográfico. Também foi verificada a influência da fadiga muscular durante esta avaliação. Foram coletados de forma simultânea os sinais posturográficos e eletromiográficos de 22 participantes. Foi induzida fadiga da musculatura gastrocnêmica através de postura em flexão plantar sustentada até o limite de cansaço muscular do participante. A coleta dos dados durou 120 s antes e após a fadiga induzida. Foram encontrados valores de antecipação de até 1,62 s antes e após as condições de fadiga muscular, demonstrando que este mecanismo influencia o controle do balanço corporal. Foi observado que a fadiga levou a um aumento significativo da latência entre a atividade mioelétrica do músculo gastrocnêmio e os movimentos do CP. Portanto, este estudo indicou que o mecanismo de antecipação desempenhou um papel relevante no controle do balanço corporal com uma latência em torno de 1s entre a atividade mioelétrica do músculo gastrocnêmio e os movimentos do CP. Além disso, a fadiga causou um efeito secundário que levou ao aumento dessa latência (Simmons, Richardson, & Pozos, 1997).

Outro estudo foi realizado tendo como objetivo investigar se o mecanismo de *feedback* de velocidade contribui para uma modificação antecipada das atividades da musculatura extensora do tornozelo durante a postura ortostática. Dezesesseis homens saudáveis ficaram na

posição ortostática de olhos abertos ou fechados. Durante o experimento foram medidos o deslocamento do CP, o deslocamento do CM e a velocidade do CM na direção AP. A EMGS foi utilizada nos músculos sóleo direito, gastrocnêmio medial e do gastrocnêmio lateral. As simulações foram feitas utilizando um modelo de pêndulo invertido que descreveu a cinemática AP e a dinâmica da postura ortostática. Os resultados encontrados neste estudo confirmaram a descoberta que foi anteriormente relatada em outros estudos de que as atividades dos músculos extensores de tornozelo são ativamente moduladas em antecipação às mudanças de posição do corpo. Portanto, ao compararem os resultados experimentais com os resultados da simulação, concluíram que o sistema de controle postural durante a posição ortostática adota uma estratégia de controle que se baseia na informação de velocidade e que esse controlador pode modular a atividade muscular de forma antecipatória sem usar um mecanismo *feedforward* (Guigon et al., 2011).

Uma vez que a ativação dos músculos da panturrilha após um comando motor antecede o balanço corporal durante a postura ortostática, foi realizado um estudo com objetivo de investigar se esse tempo de modulação anterior está correlacionado com uma estabilização corporal melhor. Foram convocados 26 participantes saudáveis jovens e 23 participantes saudáveis idosos. O balanço corporal foi medido usando um sensor de deslocamento a laser e o eletromiograma do músculo sóleo direito foi medido para representar o comando motor. A correlação e o deslocamento do tempo entre o comando motor e o balanço corporal foram estimados por meio de análise de correlação cruzada. Os resultados obtidos sugeriram que uma estratégia de controle gerando uma modulação anterior maior pode estabilizar o corpo de uma maneira mais eficaz. Foi encontrado o mesmo resultado tanto nos participantes jovens quanto nos idosos, sendo sugerido que o controle particular associado ao deslocamento do tempo é uma característica comum em ambos os grupos etários. Este estudo mostrou que o tamanho do balanço está correlacionado com o deslocamento do tempo entre o comando motor e o balanço corporal, ou seja, em um tamanho de balanço menor está associado a um a modulação anterior mais longa (Masani, Vette, Abe, Nakazawa, & Popovic, 2011).

1.4 Justificativas

O interesse em pesquisas que envolvam análise do controle postural é motivado pelo fato de que esses mecanismos são essenciais para a manutenção da postura ortostática e também para assegurar a estabilidade do corpo durante os movimentos de locomoção

(Gurfinkel et al., 1995). Então, justifica-se este projeto pelo fato de contribuir para uma melhor avaliação da manutenção da postura ortostática e dos mecanismos envolvidos.

A compreensão dos mecanismos relacionados ao controle do equilíbrio é uma das principais investigações da ciência do movimento humano, com possíveis impactos que vão desde a detecção do risco de quedas em idosos ou propostas de intervenções de reabilitação física adaptadas para populações com distúrbios do equilíbrio (Marquer, Barbieri, & Pérennou, 2014; Merlo et al., 2012). Então, justifica-se este projeto pelo fato de contribuir para uma melhor avaliação dos mecanismos corporais que evitam ou amenizam o número de quedas e suas consequências nas populações suscetíveis.

A fadiga é um dos sintomas mais comuns e angustiantes em pacientes com doenças neuromusculares e também é inversamente relacionado ao desempenho funcional e qualidade de vida nessas populações (Galvão, Magalhães Júnior, Orsini Neves, & de Sá Ferreira, 2018; Kluger et al., 2013). Pacientes com acromegalia, esclerose sistêmica e fibrose cística apresentam a fadiga como um dos seus principais sintomas (Justo et al., 2017; T. R. L. Lima et al., 2014; Lopes et al., 2015). Então, justifica-se este projeto pelo fato de contribuir para um melhor entendimento de como a fadiga pode prejudicar a manutenção da postura ortostática.

1.5 Problema

Qual o efeito da fatigabilidade muscular dos membros inferiores nas estratégias de movimento para o controle da estabilidade postural na posição ortostática?

1.6 Objetivos

1.6.1 Geral

Investigar os efeitos da fatigabilidade dos músculos dos membros inferiores nas estratégias de movimento para o controle da estabilidade postural na posição ortostática utilizando mapeamento através de 3D-SKG.

1.6.2 Específicos

1. Descrever a excitação muscular e a estabilidade postural antes, durante e após uma tarefa postural fatigante na postura ortostática;

2. Comparar as estratégias de movimento de acordo com a distribuição espacial do centro de pressão no 3D-SKG antes, durante e após uma tarefa postural fatigante na postura ortostática.

1.7 Hipóteses

Acompanhando os achados de Henry et al. (1998), hipotetiza-se que as sinergias musculares são utilizadas para a manutenção da postura ortostática, mas que não são sinergismos únicos a uma dada tarefa motora. Além disso, há a hipótese de que os músculos são recrutados de forma sinérgica em resposta às perturbações externas, porém as sinergias musculares podem ser alteradas de forma variável e dependente de tarefas para acomodar mudanças nas alterações biomecânicas do sistema músculo esquelético ou de acordo com a tarefa motora proposta. Desta forma poderá ser observado áreas maiores e maior quantidade de áreas nos mapas espaciais.

Segundo os achados de Mello et al. (2007), hipotetiza-se que o mecanismo de antecipação tem uma função relevante no controle do balanço corporal com uma latência média em torno de 1 s entre a atividade mioelétrica do músculo gastrocnêmio e os deslocamentos do CP e que a fadiga causa um efeito secundário aumentando essa latência. Assim, poderá ser observado uma maior quantidade e maiores áreas nos mapas espaciais após a fadiga muscular.

Segundo os achados de Baracat & De Sá Ferreira (2013), hipotetiza-se que as estratégias de movimento para manutenção da posição ortostática associadas à recuperação da fadiga, não são marcadas apenas pelo aumento da área e velocidade de deslocamento do corpo, mas também por padrões espaciais de 3D-SKG caracterizada por mudanças nas estratégias de movimento para controle de equilíbrio.

Capítulo 2. Participantes e Métodos

2.1 Delineamento do estudo

Trata-se de um estudo de um estudo primário, transversal e analítico (Hochman, Nahas, Oliveira Filho, & Ferreira, 2005).

2.2 Amostra

As amostras deste estudo compreenderam adultos jovens, sendo 20 homens e 20 mulheres pertencentes à comunidade acadêmica da instituição proponente. A amostragem foi não-probabilística, por conveniência: os participantes foram contatados pessoal e individualmente pelo pesquisador principal, o qual explicou os objetivos e procedimentos do estudo, bem com os potenciais riscos e benefícios da sua participação voluntária.

2.2.1 Local de realização do estudo

Este projeto foi conduzido nos laboratórios de pesquisa do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM) localizado em Bonsucesso/RJ (Brasil). A coleta dos dados ocorreu no Laboratório de Cinética e Cinemática em Reabilitação durante o período de 14/08/2018 à 04/10/2018. A análise dos sinais, tabulação dos resultados e análises estatísticas foram conduzidos no Laboratório de Simulação Computacional e Modelagem em Reabilitação.

2.2.2 Cálculo ou justificativa do tamanho amostral

O estudo de Mello et al. (2007), com 22 participantes, sobre os efeitos da fadiga muscular sobre a estabilidade postural foi utilizado para cálculo do tamanho amostral deste estudo dada a similaridade metodológica. Considerando-se o nível de significância $\alpha=0,05$ e o poder do teste de 80% ($\beta=0,20$) estima-se uma amostra mínima de 13 participantes para observar-se diferença na velocidade de deslocamento AP ($6,1\pm 1,5$ vs. $8,6\pm 2,6$ mm/s), 14 participantes para observar-se diferença na área de deslocamento do CP (157 ± 70 vs. 281 ± 133 mm²) e 39 participantes para observar-se diferença na velocidade de deslocamento ML ($7,2\pm 2,3$ vs. $8,6\pm 2,5$ mm/s).

2.3 Critérios de inclusão e exclusão

Foram incluídos no estudo os participantes que atenderem simultaneamente aos seguintes critérios:

1. Homens e mulheres entre 18 e 30 anos;
2. Em caso de mulheres, não estar gestante no dia de participação;
3. Índice de massa corporal na faixa eutrófica;
4. Apresentar escolaridade mínima de alfabetização (autorelato);
5. Possibilidade de comparecer às instalações dos laboratórios do estudo por meio de recursos próprios;
6. Ausência de doenças neurológicas, reumatológicas ou ortopédicas de qualquer natureza que comprometam a permanência na postura ortostática (autorelato);
7. Ausência de quadro álgico musculoesquelético agudo em qualquer parte do corpo que comprometa a permanência em postura ortostática (autorelato);
8. Não utilização de medicamentos supressores da função vestibular, de ação periférica ou central, para controle de sinais ou sintomas relacionados ao controle postural e qualquer medicamento de ação psicotrópica no SNC (autorelato);

Foram excluídos do estudo os participantes que atenderam a pelo menos um dos seguintes critérios:

1. Desistência em qualquer etapa dos procedimentos;
2. Sinais posturográficos que não atendam aos procedimentos metodológicos adotados nesta pesquisa no que tange a duração e número de repetições, baseados nas recomendações gerais (Scoppa, Capra, Gallamini, & Shiffer, 2013);
3. Sinais eletromiográficos que não atendam aos procedimentos metodológicos adotados nesta pesquisa, baseados nas recomendações gerais (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000);
4. Não completar todas as etapas do procedimento de coleta de dados.

2.4 Procedimentos

Inicialmente, os participantes foram informados sobre os objetivos, procedimentos e potenciais benéficos e riscos do estudo por meio do termo de consentimento livre e esclarecido

(TCLE) (Apêndice 1), o qual todos os participantes foram convidados a assinar caso concordassem em participar deste estudo.

2.4.1 Aquisição dos dados sincronizados

O protocolo de coleta de sinais posturográficos seguiu as recomendações internacionais (Scoppa et al., 2013). Os sinais brutos foram adquiridos a uma frequência de 1000 Hz a partir dos canais analógicos de uma plataforma de força (AccuSway Plus, AMTI, Massachusetts, U.S.A.) e digitalizados por um conversor de 16 bits (NI-USB 6210, National Instruments, Texas, U.S.A.). Os sinais digitalizados foram armazenados para o processamento *off-line* e utilizados para calcular forças (F_x , F_y , F_z) e momentos de força (M_x , M_y , M_z) usando a matriz de calibração fornecida pelo fabricante da plataforma, como em um estudo anterior (Baracat & De Sá Ferreira, 2013). O CP foi calculado de acordo com o manual do fabricante.

Os sinais eletromiográficos de superfície foram coletados utilizando-se o amplificador EMGS (EMG 610C, EMG System do Brasil, São Paulo, Brasil) com 4 entradas diferenciais com ganho 20, pré-amplificador com ganho de 100, rejeição de modo comum de 100 dB, impedância de entrada de $10^9 \Omega$ e faixa limitada entre 10 e 1 kHz. Para garantir o sincronismo dos sinais, o sinal de eletromiografia foi digitalizado a 1 kHz por meio da mesma placa de aquisição de dados posturográficos (NI-USB 6210, National Instruments, Texas, U.S.A.), com resolução de 16 bits e faixa dinâmica de ± 5 V e armazenada para análise posterior. Foram utilizados eletrodos superficiais descartáveis de Ag/AgCl em formato esférico com 10 mm de diâmetro (LH-ED4020, Shanghai Litu Medical Appliances Co., Shanghai, China).

Um software de compilação personalizado chamado SuiteEBG (implementado no LabVIEW, National Instruments, Texas, EUA) foi usado para aquisição de dados, processamento de sinais e análise. Durante a aquisição de dados, o software também armazenou sincronicamente um sinal de referência indicando a tarefa em andamento de acordo com o protocolo do estudo da seguinte maneira. A duração das tarefas pré-fadiga e pós-fadiga foi programaticamente definida a priori (120s), de modo que as transições de ambas as tarefas pré-fadiga/fadiga e pós-fadiga/recuperação foram automatizadas. Como a duração da tarefa fatigante é desconhecida a priori, o avaliador marcou a transição de tarefas fatigantes/pós-fadiga, clicando em um botão booleano na tela do computador usando o mouse, que foi gravado em um sinal de referência separado. Os dados foram adquiridos em 1 kHz e armazenados como arquivos ASCII para análise *off-line* e estão disponíveis mediante solicitação aos autores.

2.4.2 Preparação do experimento

Este estudo foi conduzido em uma sala silenciosa com uma temperatura controlada (21-23°C) e com características que atendem às recomendações internacionais para posturografia (Scoppa et al., 2013).

Os eletrodos para captação da EMGS foram fixados no ventre medial do músculo gastrocnêmio à direita e esquerda, a um terço de distância entre a cabeça da fíbula e o osso do calcâneo e no ventre muscular do músculo tibial anterior à direita e a esquerda, a um terço de distância entre a cabeça da fíbula e o maléolo medial. Os eletrodos foram colocados seguindo a direção das fibras gastrocnêmicas mediais e fibras do tibial anterior com distância intereletrodos de 20 mm com o eletrodo de referência colocado no maléolo lateral. Para uma melhor qualidade de aquisição do sinal do EMGS por parte dos eletrodos, a interferência da impedância da pele e do eletrodo foi minimizada adotando-se cuidados como limpeza da pele, remoção dos pelos e leve abrasão no local para retirada de células mortas antes da colocação dos eletrodos (Hermens et al., 2000).

A preparação do experimento consistiu na aplicação da tarefa motora caracterizada por base aberta com olhos abertos (BAOA) mantendo uma angulação de 15° e afastamento de 5 cm entre os maléolos mediais. Durante a tarefa foi solicitado ao participante manter-se com o olhar fixo em um ponto de 5 cm de diâmetro posicionado na altura dos olhos a 3 m de distância.

2.4.3 Protocolo experimental

O protocolo foi dividido em fases: pré-fadiga, indução de fadiga, pós-fadiga e recuperação. Inicialmente, todos os participantes foram entrevistados para obtenção da anamnese e exame físico a fim de verificar os critérios de inclusão deste estudo, bem como os dados sociodemográficos. Todo o protocolo foi realizado no mesmo dia, com duração aproximada de 40 minutos.

Fase de pré-fadiga: os participantes foram instruídos a subir na plataforma descalços e manter seus braços relaxados em posição neutra. O tempo de coleta sobre a plataforma foi de 120 s (Scoppa et al., 2013), antecedidos de 15 s para acomodação de eventuais ajustes de posicionamento (Johnson, Mihalko, & Newell, 2003). Os participantes foram instruídos a manter uma posição ortostática, bípede durante toda a tarefa. Foi realizada a tarefa de BAOA para aquisição dos dados.

Fase de indução da fadiga: Cada participante foi solicitado a permanecer em posição ortostática e manter-se na ponta do pé até relatar incapacidade de manter essa posição,

conforme estudos anteriores (R G Mello, Oliveira, & Nadal, 2007; Vuillerme et al., 2001). Durante essa fase foi permitido ao participante se apoiar no pesquisador de forma intermitente a fim de evitar uma queda. Os participantes foram estimulados por meio de frases de incentivo tais como “Força! Força! Força!”, visando manter a tarefa pelo máximo tempo possível. Foi considerado o tempo mínimo de 1,71 min (média – 1 DP) observados em Mello, Oliveira, & Nadal (2007) para indução da fadiga. Após esta fase, o participante retornou imediatamente à posição inicial em postura ortostática sobre a plataforma. Esta etapa teve como função determinar a ocorrência de fadiga muscular localizada. Depois foi aplicada a escala de dispneia modificada de Borg (apêndice 3).

Fase de pós-fadiga: nesta fase foram repetidos os procedimentos da fase pré-fadiga.

Fase de recuperação: cada participante foi posicionado sentado em uma cadeira por não menos de 5 min.

2.5 Análise dos dados

Os resultados foram analisados no Laboratório de Simulação Computacional e Modelagem em Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), *campus* Bonsucesso, bem como a consolidação do banco de dados coletados.

Força (F_x , F_y , F_z), momento de força (M_x , M_y , M_z) e as coordenadas correspondentes do CP foram calculadas usando os sinais digitalizados da plataforma de força de acordo com o manual do fabricante. Os sinais CP tiveram sua remoção média (J. M. de Oliveira, 2017) e, em seguida, processados usando um filtro Butterworth de quarta ordem (frequência de corte = 2,5 Hz), pois a oscilação CP durante a permanência em silêncio está restrita a frequências <2 Hz (Vieira, Oliveira, & Nadal, 2009). Sinais pré-fadiga, fadiga e pós-fadiga foram ajustados independentemente para a rotação *detrending* e espacial, removendo sua tendência polinomial de primeira ordem (Vieira et al., 2009) e ajustando a elipse de confiança de 95% (L. F. Oliveira, Simpson, & Nadal, 1996), respectivamente.

Os sinais EMGS tiveram sua média removida (Ferreira et al., 2010) e o ruído reduzido pelo produto de um filtro passa-alta de 2ª ordem (frequência de corte = 10 Hz), um filtro passa-baixa de 8ª ordem (corte = 400 Hz) e oito filtros stop-band de 2ª ordem iniciando em 59-61 Hz e seus harmônicos até 360 Hz; toda a filtragem foi realizada em ordens diretas e inversas para evitar a distorção de fase (Roger G Mello, Oliveira, & Nadal, 2007). Os sinais de EMGS também foram segmentados usando as mesmas transições entre pré-fadiga/fadiga e fadiga/pós-fadiga da seguinte forma. A excitação muscular foi avaliada estimando os valores da raiz

quadrada média (RMS) para as últimas 10 s de cada tarefa. Para avaliar o grau de fatigabilidade muscular, estimou-se tanto a frequência RMS e mediana espectral f_{med} (épocas de 1-s, periodograma único, janela retangular, remoção média) das EMGS segmentadas como tarefa fatigante e obtiveram-se as inclinações das tendências lineares para RMS (*slope RMS*) e f_{med} (*slope f_{med}*) separadamente (Roger G Mello et al., 2007).

Os sinais de posturografia e EMGS foram segmentados programaticamente usando o sinal de referência que marca as transições entre pré-fadiga / fadiga e fadiga / pós-fadiga ± 15 s para minimizar os artefatos de movimento transitório (Johnson et al., 2003). A duração da tarefa fatigante foi assim programaticamente calculada a partir deste sinal de referência.

A estabilidade postural foi avaliada por variáveis posturográficas a partir de enigmas bidimensionais (2D-SKG) comumente usados em modelos de fadiga (R G Mello et al., 2007): área elíptica (*Area*) utilizando o método de componentes principais (L. F. Oliveira et al., 1996) e velocidade média (*Vavg*) (Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005). Adicionalmente, as estratégias posturais foram avaliadas gerando e analisando o número de regiões de alta densidade (*nHDR*) do estatocinesiógrama tridimensional (3D-SKG; Figura 1) como se segue (Baracat & De Sá Ferreira, 2013). Primeiro, uma matriz representando a área de deslocamento do CP durante a tarefa é discretizada em caixas de 1x1 mm, de tal forma que a frequência absoluta de amostras CP dentro de cada caixa representa o número de amostras dentro de um histograma bivariado. Em segundo lugar, o ruído de quantização é minimizado usando um filtro espacial mediano de 3x3 mm seguido de interpolação espacial bicúbica. Terceiro, o histograma é escalonado em relação à duração da tarefa e é pesquisado por regiões não conectadas do histograma 2D, onde a distribuição de frequência gera picos, ou seja, regiões de alta densidade. Finalmente, as regiões de alta densidade identificadas são usadas para rotular os padrões espaciais do CP como simples, duplos ou multicêntricos dependendo do número de regiões de alta densidade (*nHDR*; 1, 2 ou 3 ou mais, respectivamente) (Baracat & De Sá Ferreira, 2013). A confiabilidade teste-reteste do 3D-SKG varia de razoável a excelente (de Sá Ferreira & Junqueira Ferraz Baracat, 2014).

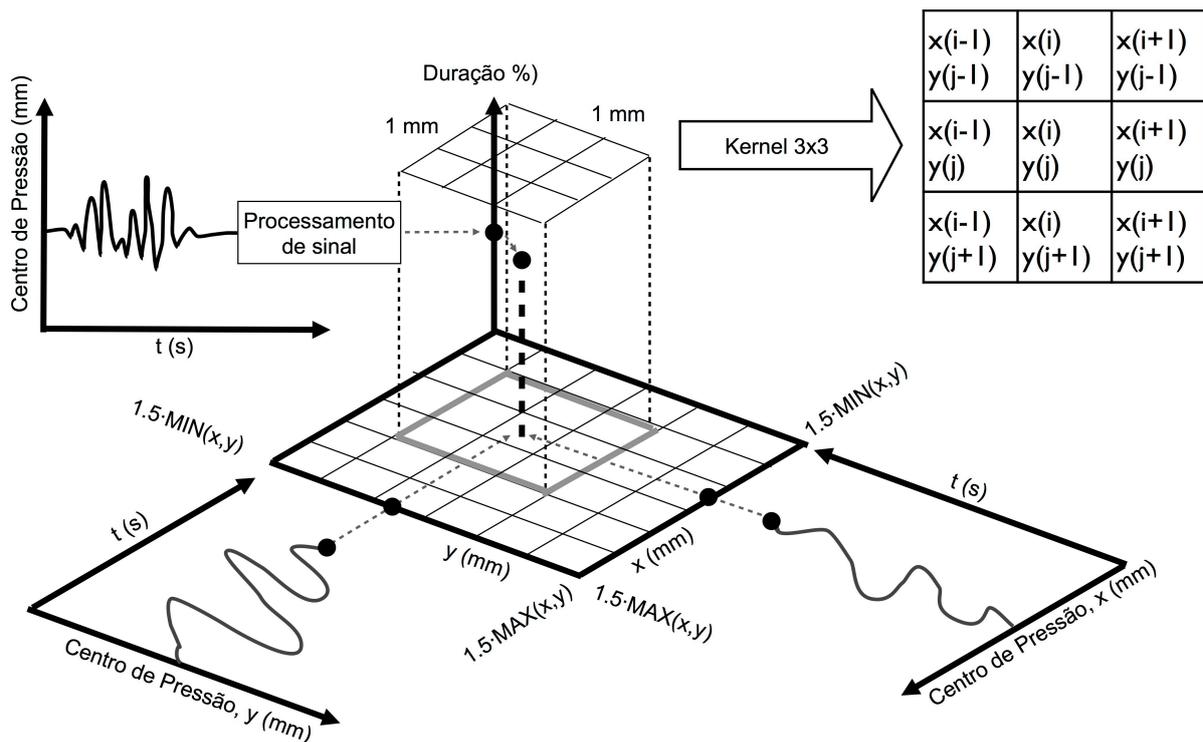


Figura 1: Representação do estatocinesiograma 3D como um histograma bivariado e demonstração do tamanho do kernel 3x3.

2.5.1 Análise estatística

A análise estatística foi realizada utilizando o JASP (Departamento de Métodos Psicológicos, Universidade de Amsterdã, Holanda). Os valores são descritos como média \pm DP ou frequência (n,%) para variáveis contínuas e categóricas, respectivamente. O Teste- t de uma amostra foram realizados para testar a hipótese nula de que a inclinação $slope_{RMS} > 0$ e inclinação $slope_{f_{med}} < 0$ (unicaudal). Uma análise de variância de medidas repetidas (bicaudal) foi usada para testar os efeitos dentro do sujeito das fases do estudo (níveis: pré-fadiga, fadiga, pós-fadiga) como um fator fixo para variáveis obtidas da posturografia e da EMG separadamente. A análise *post-hoc* entre tarefas foi realizada com a correção de Bonferroni. Valores de p foram relatados ao lado de η^2 como uma medida do tamanho do efeito. O Goodman-Kruskal γ foi usado para medir a associação linear-linear entre tarefas e padrões espaciais como variáveis ordinais. Significância estatística foi estabelecida em $p < 0.05$.

2.6 Aspectos éticos

O protocolo experimental foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética antes da execução do estudo (nº 83489918.0.0000.5235), em consonância com a resolução 466/2012. Todos os indivíduos participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 1) após serem informados sobre a natureza do estudo e do protocolo a ser realizado.

Capítulo 3. Resultados

Title: Lower limb muscle fatigability is not associated with changes in movement strategies for balance control in the upright stance

Authors: Patricia Sant'Anna do Carmo Aprigio, M.Sc.^a, Carla Porto, D.Sc.^{a,b}, Igor Ramathur Telles de Jesus, D.Sc.,^a Thiago Lemos, D.Sc.,^a Arthur Sá Ferreira, D.Sc.^{a,b}

Affiliations: ^aPostgraduate Program of Rehabilitation Sciences, Centro Universitário Augusto Motta/UNISUAM, Rio de Janeiro, RJ, Brazil; ^bSchool of Physiotherapy, Universidade Salgado de Oliveira/UNIVERSO, RJ, Brazil

Corresponding author: Arthur de Sá Ferreira, D.Sc.

Permanent address: Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, Rua Dona Isabel 94, Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ, Brazil, ZIP 21032-060, phone +5521 38829797 (extension 2012), e-mail: arthur_sf@icloud.com

Declaration of interest: None

Lower limb muscle fatigability is not associated with changes in movement strategies for balance control in the upright stance

Abstract

Background: Fatigue is a distressing symptom inversely related to postural stability in adults with neuromuscular and systemic diseases. However, there is no information about the effects of lower limb muscles fatigability on the movement strategies for balance control in the upright standing. **Methods:** This study enrolled 41 healthy subjects (female/male: 22/19; age 23 ± 3 years; body mass index 25.4 ± 3.7 kg/m²). Participants underwent posturography and surface electromyography of the gastrocnemius medialis during a sustained, fatiguing voluntary contraction of the gastrocnemius preceded and followed by quiet standing (120s). Muscle excitation and fatigability were evaluated using the mean square root (*RMS*) values and the *RMS* and spectral median frequency (f_{med}) slopes. Balance control was evaluated using the center-of-pressure elliptic area (*Area*) and average velocity (*Vavg*). Movement strategies for balance control were evaluated using the number of high-density regions (*nHDR*) and spatial patterns of the three-dimensional statokinesigram. **Results:** Mean time to muscle fatigability was 258 ± 190 s. Wilcoxon's signed rank test showed both *Area* and *Vavg* increased after the fatiguing task with statistical evidence of difference (*Area*: $p = 0.002$, $W = 191.0$; *Vavg*: $p < 0.001$, $W = 126.5$), but not for *nHDR* ($p = 0.557$, $W = 153.0$). Single-centered spatial patterns were predominant in both tasks (pre-fatigue: $n=22/41$; post-fatigue: $n=19/41$), with no statistical evidence of an association between the spatial patterns and tasks ($\gamma=0.237$, 95%CI=[-0.338; 0.542]). **Conclusions:** Lower limb muscle fatigability increases postural instability, but it is not associated with changes in movement strategies for balance control in the upright stance.

Keywords: Surface electromyography; Posturography; Kinesiology; Rehabilitation.

1 Introduction

The human body requires a mechanism for maintaining the upright standing because it is not perfectly aligned with the gravitational axis (Ribeiro et al., 2017) and accelerating forces make the body sway even though an individual tries to remain steady (Conforto, Schmid, Camomilla, D'Alessio, & Cappozzo, 2001; Schmid, Conforto, Bibbo, & D'Alessio, 2004). The central nervous system (CNS) weights and integrates input from visual, vestibular, and somatosensory systems (Riemann & Lephart, 2002a, 2002b) to represent the body's postural stability and spatial orientation (Camargo, Elena, & Teles, 2013; Winter, 2009). The CNS also outputs neuromuscular excitations—mainly to the lower limb muscles—to maintain the body's stability (Henry, Fung, & Horak, 1998; Krishnamoorthy, Goodman, Zatsiorsky, & Latash, 2003) because the passive stiffness of the musculotendinous structure is not enough to stabilize the upright standing (Casadio, Morasso, & Sanguineti, 2005; Loram & Lakie, 2002). The lower limb muscles function on an organized scheme, characterized by the recruitment of proximal muscles for adding active hip torque to ankle torque (Henry et al., 1998; Henry, Fung, & Horak, 2001) in an intermittent control using ankle-hip movement strategies (Gawthrop, Loram, Gollee, & Lakie, 2014). Understanding the usage of movement strategies to balance control might improve the detection of the risk of falling in the elderly (Merlo et al., 2012) and the tailoring of physical rehabilitation interventions for populations with balance disorders (Marquer, Barbieri, & Pérennou, 2014).

Fatigue is a common, distressing symptom, that is inversely related to functional performance and quality of life in adults with neuromuscular (Galvão, Magalhães Júnior, Orsini, & Ferreira, 2018; Kluger, Krupp, & Enoka, 2013) and many other systemic diseases (Justo et al., 2017; Lima et al., 2014; Lopes et al., 2015). As a general symptom, fatigue involves both the perception of homeostatic and psychological factors as well as the decline in performance (Kluger et al., 2013). Particularly, muscle fatigability comprises any reduction in

exercise capacity or muscle power induced by physical exertion (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; González-Izal, Malanda, Gorostiaga, & Izquierdo, 2012) and thus is primarily measured by changes in muscle function performance (Kluger et al., 2013). For instance, surface electromyography (sEMG) shows increasing muscle excitation and decreasing spectral measures during submaximal isometric contractions (Cifrek, Medved, Tonković, & Ostojić, 2009; Garcia & Vieira, 2011; González-Izal et al., 2012). Muscle fatigability occurring from either general or local muscle exercise impairs the postural stability (Paillard, 2012; Paillard & Borel, 2013; Sadowska & Krzepota, 2016) by several pathways (Arora, Budden, Byrne, & Behm, 2015; Nardone, Tarantola, Giordano, & Schieppati, 1997; Paillard, 2012; Paillard & Borel, 2013). Muscle fatigability is thus an interesting model for investigating balance control as it replicates many clinical conditions (Mello, Oliveira, & Nadal, 2007a).

The body's center of pressure (COP) represents the postural stability as its displacement results from the net muscle activity to the net sensory input after multisensory integration by the CNS (Winter, 2009). The position and velocity of the COP are variables associated with balance deficits (Portela, Rodrigues, & Sá Ferreira, 2014). However, neither COP position or velocity convey information about the underlying intermittent control of postural stability (Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005). Force platform data has been used to derive movement strategies to maintain balance (Colobert, Crétual, Allard, & Delamarche, 2006). Recently, a new method of analysis of postural stability was proposed to represent the spatial distribution of COP position over the body's sway area. Analysis of the three-dimensional statokinesigram (3D-SKG) simultaneously informs about the predominant movement strategy adopted for controlling postural stability (Baracat & De Sá Ferreira, 2013; de Sá Ferreira & Junqueira Ferraz Baracat, 2014; Ferreira et al., 2016). Currently, there is no information about the spatial patterns of 3D-SKG reflecting the movement strategies after a fatiguing task targeting the lower limb muscles.

This study investigates whether the acute fatigability of lower limb muscles affects the movement strategies for controlling postural stability in the upright standing by analyzing the spatial patterns of COP position. It is hypothesized that the body sway increases with muscle fatigability, but the movement strategies remain the same, marked by a larger CoP area and velocity but similar spatial patterns of 3D-SKG.

2 Methods

2.1 Ethics and study design

The Institutional Ethics Committee approved this study prior to execution (No. 83489918.0.0000.5235). All participants signed a written informed consent form before inclusion in the study.

This is a primary, cross-sectional, and analytical study. Data collection was performed on a single session with a total duration of approximately 40 minutes on the same day period to avoid time-of-day variations on balance control (Bougard, Lepelley, & Davenne, 2011). We followed international recommendations for posturography (Kapteyn, Bles, Kodde, & Massen, 1983; Scoppa, Capra, Gallamini, & Shiffer, 2013) and sEMG (Hermens, Freriks, Disstelhorst-Klug, & Rau, 2000; Merletti, 1997).

2.2 Sample size and participants

Using a similar study to calculate the sample size (Mello et al., 2007a), this study required a minimum of 39 participants to observe statistical evidence of difference ($\alpha=0.05$; $\beta=0.20$) between pre- and post-fatigue COP area and velocity variables.

Forty-one subjects (female/male: 22/19; age 23 ± 3 years; body height 1.68 ± 0.10 m; body mass 72 ± 16 kg; body mass index 25.4 ± 3.7 kg/m²) participated in this study from the

academic community of the institution. The principal investigator personally and individually contacted each participant using a non-probabilistic sampling scheme, who explained the study aims and procedures, as well as the potential risks and benefits for their enrollment. Eligibility criteria were assessed at an initial interview to rule out: body mass index outside the eutrophic range; history of neurological disorders or orthopedic diseases; acute musculoskeletal pain that would compromise the maintaining the standing posture; use of medications related to vestibular function suppression or psychotropic action; and other signs or symptoms related to postural control deficits.

2.4 Instrumentation

Posturography signals were acquired from an 8-channel analog force platform (AccuSway Plus, AMTI, Massachusetts, U.S.A.). sEMG signals were acquired using 2 differential input channels (gain = 20, fixed interelectrode center-to-center distance = 20 mm) and disposable Ag/AgCl electrodes with a 10-mm diameter (LH-ED4020, Shanghai Litu Medical Appliances Co., Shanghai, China). The sEMG analog amplifier has a 100x gain, 100 dB common mode rejection, $10^9 \Omega$ input impedance, and 10 and 500 Hz frequency range (EMG 610C, EMG System of Brazil, São Paulo, Brazil). Synchronism between the force platform and the sEMG amplifier was obtained by connecting both devices to the same 16-bit analog-to-digital data acquisition board (NI-USB 6210, National Instruments, Texas, USA).

A custom-build software was implemented in LabVIEW (National Instruments, Texas, USA) for data acquisition, signal processing, and analysis. During data acquisition, the software also synchronously stored a reference signal indicating the ongoing task according to the study protocol as follows. The duration of both the pre- and post-fatigue tasks was defined a priori (120 s each), such that transitions from the pre-fatigue/fatigue and post-fatigue/recovery tasks were automatized. The transition between fatigue/post-fatigue was

marked by the assessor by clicking a Boolean button in the computer software using the mouse. Data were acquired at 1 kHz and stored as ASCII files for offline analysis and are available upon request to the authors.

2.5 Experimental procedure

Before data collection, the sEMG electrodes were attached bilaterally at the medial portion of the gastrocnemius medialis muscle (Hermens et al., 2000; Merletti, 1997). The reference electrode was placed at the lateral malleolus. To improve sEMG signal quality we cleaned the local skin with alcohol, removed the hair and slight rubbed the skin before placing the adhesive electrodes (Clancy, Morin, & Merletti, 2002). During data collection, participants were asked to stare to a 5-cm circle positioned 3 m ahead adjusted at eye-level with the feet apart barefooted, maintaining an angulation of 15° and spacing of 5 cm between the medial malleolus.

The experiment was divided into four tasks as follows. First (*pre-fatigue task*), participants were instructed to step up on the platform and to assume the position described above. Second (*fatiguing task*), the participants were asked to stand on the tip of the toes and to perform an isometric contraction of plantar flexion until voluntary exertion, maintaining the joint angle at maximum amplitude (Mello et al., 2007a; Vuillerme, Nougier, & Prieur, 2001). Minimum duration for this task was determined based on the report of 102 s (*mean – SD*) as observed elsewhere (Mello et al., 2007a). Encouraging phrases such as ‘Go!’ and ‘Continue!’ were used to prolong the task as long as possible until the participants could not sustain their muscle contraction and muscle fatigability was obtained. Third (*post-fatigue task*), the participants immediately returned to the same position as in pre-fatigue task. Finally (recovery phase), the participants rested in a sitting position for reporting their perceived exertion during the fatiguing task according to the modified Borg dyspnea scale (Heart Foundation, 2014).

2.6 Signal processing

Posturography and sEMG signals were automatically segmented between pre-fatigue/fatigue and fatigue/post-fatigue using the reference signal; ± 5 s of the signal duration was removed to minimize transient movement artifacts (Scoppa et al., 2013). The duration of the fatiguing task was calculated from the reference signal.

The COP coordinates were calculated using the digitized signals from the force platform according to the manufacturer's manual. COP signals had their mean removed (J. M. de Oliveira, 2017) and then processed using a 4th-order low-pass Butterworth filter (cut-off frequency = 2.5 Hz) as COP sway during quiet standing is restricted to frequencies < 2 Hz (Vieira, Oliveira, & Nadal, 2009). Pre-fatigue, fatigue, and post-fatigue COP signals were independently adjusted for detrending and spatial rotation by removing their first-order polynomial trend (Vieira et al., 2009) and fitting the 95% confidence ellipse to align with respect to the anteroposterior axis (L. F. de Oliveira, Simpson, & Nadal, 1996), respectively.

sEMG signals had their mean removed (Ferreira, Guimarães, & Silva, 2010) and the noise reduced by the product of a 2nd-order high-pass Butterworth filter (cutoff frequency=10 Hz), an 8th-order low-pass Butterworth filter (cutoff=400 Hz), and eight 2nd-order stop-band Butterworth filters starting at 59-61 Hz and its harmonics until 360 Hz; all filtering was performed in direct and reverse orders to avoid phase distortion (Clancy et al., 2002; Mello, Oliveira, & Nadal, 2007b).

2.7 Assessment of muscle excitation and fatigue, postural balance and movement strategies

Muscle excitation was assessed by estimating the root mean squared (*RMS*) values for the last 10-s epoch of each task. Muscle fatigability was assessed by calculating the slopes of the linear

trends for *RMS* (*slope RMS*) and spectral median frequency f_{med} (*slope f_{med}*) on the first 60-s epoch of the fatigue task sEMG signal, segmented into 1-s epochs (single periodogram, rectangular window, mean removal) (Mello et al., 2007a).

Postural balance was assessed by posturography variables from two-dimensional statokinesigrams commonly used in experimental models of muscle fatigability (Mello et al., 2007a): elliptical area (*Area*) (L. F. de Oliveira et al., 1996) and average velocity (*Vavg*) (Raymakers et al., 2005).

Spatial patterns of COP position were analyzed as follows. First, an empty matrix discretized into 1x1 mm bins is initialized to represent the COP displacement area during the whole task. The 3D-SKG is generated by mapping the relative frequency of COP samples within each bin. Second, quantization noise is minimized by using a 3x3 mm median spatial filter followed by bicubic spatial interpolation. Third, the spatial pattern is searched for non-connected regions where higher values of frequency or speed generate peaks. The number of peaks of the 3D-SKG is quantified as high-density regions (*nHDR*) (Baracat & De Sá Ferreira, 2013). Finally, COP spatial patterns are labeled as single-, double-, or multi-centered as a function on the *nHDR* (1, 2, or 3 or more, respectively) (Baracat & De Sá Ferreira, 2013). Test-retest reliability of the 3D-SKG varies from fair-to-good to excellent (de Sá Ferreira & Junqueira Ferraz Baracat, 2014).

2.10 Statistical analysis

Statistical analysis was carried out using JASP (Department of Psychological Methods, University of Amsterdam, Netherlands) (Goss-Sampson, 2018). The values are described as mean \pm SD, median [25th, 75th percentiles] or frequency (n, %) depending on the variable type and distribution. sEMG variables showed non-normal distribution (Shapiro-Wilk's test: $p = 0.019$ or lower) thus the Wilcoxon signed-rank test (W) was performed to test the null

hypothesis that $\text{slope } RMS \leq 0$ and $\text{slope } f_{med} \geq 0$ (one-tailed). Wilcoxon signed-rank tests were also used to test the null hypothesis of no difference between pre- and post-fatigue tasks for sEMG and posturography variables (two-tailed). The Goodman-Kruskal γ was used to measure the linear-to-linear association between movement strategies as assessed by spatial patterns (order: single, double, multi-centered) during pre- and post-fatigue tasks. P-values were reported alongside effect size measures. Evidence of statistical significance was set at $p < 0.05$.

3 Results

All participants completed the experimental task with an average time to muscle fatigue of 258 ± 190 s (Table 1). Perceived exertion scored 6 ± 2 points, with most participants ($n = 14$, 34%) referring very ‘severe fatigue’ and only 2 (5%) reported either ‘slight’ or ‘just noticeable’ fatigue. The gastrocnemius medialis muscle showed positive and negative values of $\text{slope } RMS$ and $\text{slope } f_{med}$, with statistical evidence of significance for $\text{slope } RMS$ (left body side) and $\text{slope } f_{med}$ (bilaterally).

INSERT TABLE 1 HERE

Figure 1 shows the sEMG and posturography signals for a representative participant (#15). Table 2 shows the group-based analysis of sEMG and posturography signals during pre- and post-fatigue tasks. Both *Area* and *Vavg* increased after the fatiguing task with statistical evidence of difference (*Area*: $p = 0.002$, $W = 191.0$; *Vavg*: $p < 0.001$, $W = 126.5$). No statistical evidence of difference between tasks was observed for *RMS* values ($p \geq 0.070$, $W \geq 519.5$).

INSERT FIGURE 1 HERE

INSERT TABLE 2 HERE

Figure 2 shows the 3D-SKG and 3D-SKMG during pre- and post-fatigue for the same participant (#15). Table 2 also shows no statistical evidence of difference between tasks for *nHDR* ($p = 0.557$, $W = 153.0$). In the 3D-SKG, single-centered spatial patterns were predominant in both tasks (pre-fatigue: $n=22/41$; post-fatigue: $n=19/41$), followed by double-centered (pre-fatigue: $n=12/41$; post-fatigue: $n=13/41$) and multi-centered spatial patterns (pre-fatigue: $n=7/41$; post-fatigue: $n=9/41$). These observed proportions showed no statistical evidence of an association between the spatial patterns and tasks ($\gamma=0.237$, $95\%CI=[-0.338; 0.542]$).

INSERT FIGURE 2 HERE

4 Discussion

This study investigates whether the acute fatigability of lower limb muscles affects the movement strategies for controlling postural stability in the upright standing by analyzing the spatial patterns of COP position. Although our findings reinforce the hypothesis that the body sway increases with muscle fatigability, they do not support that movement strategies to maintain the upright standing are affected.

Lower limb fatigue model is a common experimental procedure to investigate the effects of muscle fatigability on postural balance (Arora et al., 2015; Mello et al., 2007a; Nardone et al., 1997; Paillard, 2012; Paillard & Borel, 2013; Sadowska & Krzepota, 2016). We observed expected findings that muscle fatigability of the lower limbs was developed. First,

due to the experimental task design the participants completed the fatiguing tasks with a mean time to muscle fatigability much larger than reported elsewhere [32]. Second, participants showed evidence of changes in sEMG amplitude and frequency indices of muscle fatigability. Finally, fatigue was also perceived as most participants reported a ‘severe fatigue’ score. Altogether, these results strongly suggest that our experimental model evoked lower limb muscle fatigability.

Muscle fatigability is generally found to increase postural sway (Paillard, 2012; Paillard & Borel, 2013; Sadowska & Krzepota, 2016). Accordingly, our findings of *Area* and *Vavg* strengthens such evidence as both variables increased after the fatiguing task as compared to the pre-fatigue task. Postural instability due to acute muscle fatigability might occur by several pathways (Arora et al., 2015; Nardone et al., 1997; Paillard, 2012; Paillard & Borel, 2013). While an interesting debate remains on whether position or velocity COP information best describe the balance control (Portela et al., 2014), our results reinforce the notion that lower limb muscle fatigability impairs the postural stability by increases both postural sway and velocity.

Notably, no evidence of pre- vs. post-fatigue difference was observed for the 3D-SKG variables. Spatial patterns of COP distributions in 3D-SKG have been interpreted as a surrogate information about the preferred movement strategy adopted to maintain postural stability (Baracat & De Sá Ferreira, 2013). Single-centered patterns predominate in all tasks and suggest that participants did not rely on a dominant (ankle or hip) movement strategy to keep the egocentric reference of balance in each task (Baracat & De Sá Ferreira, 2013) even after an acute fatiguing task. Double-centered patterns were more frequent than multi-centered ones, suggesting that participants adopted one preferred movement strategy, i.e. an ankle or hip; the minority of participants were unable to keep the egocentric reference of balance despite the use of those strategies even after a fatiguing task (Baracat & De Sá Ferreira, 2013). Most

importantly, the lack of observed association between the spatial patterns and tasks suggest that recovering from fatigue do not demands different movement strategies, particularly in favor of not adopting a previously preferred ankle or hip strategy.

This study has limitations that are worth noting. First, sEMG signals were not normalized with respect to a given task such that its variability was larger. Nonetheless, muscle excitation is among the most valid applications of surface electromyography, particularly when performed within a single session (Vigotsky, Halperin, Lehman, Trajano, & Vieira, 2018). Second, we did not assess muscle excitation from other muscles that could complement the analysis of the movement strategies. Finally, our results were observed in healthy adults subjected to a fatiguing protocol localized in the lower limb. Further research in populations with fatigue (and particularly muscle fatigability) are required before extrapolating our findings to other populations. We expect our findings to contribute to the understanding of how the body's stability is controlled under conditions related to neurological and musculoskeletal disorders.

5 Conclusions

Lower limb muscle fatigability increases postural instability, but it is not associated with changes in movement strategies for balance control in the upright stance. Single-centered patterns, which predominate in all tasks, suggest that participants did not rely predominantly on ankle or hip movement strategies to keep the egocentric reference of balance.

Funding

This study was supported by the Fundação Carlos Chagas Filho de Apoio à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ, No. E-26/202.769/2015) and Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal (CAPES, No. 0001). The funding source had no role in the study design, in the

collection, analysis and interpretation of data, in the writing of the manuscript, or in the decision to submit the manuscript for publication.

References

- Arora, S., Budden, S., Byrne, J. M., & Behm, D. G. (2015). Effect of unilateral knee extensor fatigue on force and balance of the contralateral limb. *European Journal of Applied Physiology*, *115*(10), 2177–2187. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3198-5>
- Baracat, P. J. F., & De Sá Ferreira, A. (2013). Postural tasks are associated with center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young and elderly healthy subjects. *Human Movement Science*, *32*(6), 1325–1333. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.06.005>
- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve*, *7*(9), 691–699. <https://doi.org/10.1002/mus.880070902>
- Bougard, C., Lepelley, M. C., & Davenne, D. (2011). The influences of time-of-day and sleep deprivation on postural control. *Experimental Brain Research*, *209*(1), 109–115. <https://doi.org/10.1007/s00221-010-2524-8>
- Camargo, M. R. De, Elena, C., & Teles, P. (2013). A importância das informações aferentes podais para o controle postural. *Revista Neurociencias*, *19*(1), 165–170.
- Casadio, M., Morasso, P. G., & Sanguineti, V. (2005). Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: Implications for control modelling and clinical application. *Gait and Posture*, *21*(4), 410–424. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.005>
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, *24*(4), 327–340. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>

- Clancy, E. A., Morin, E. L., & Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *12*(1), 1–16. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(01\)00033-5](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(01)00033-5)
- Colobert, B., Crétual, A., Allard, P., & Delamarche, P. (2006). Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model. *Clinical Biomechanics*, *21*(4), 427–434. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.003>
- Conforto, S., Schmid, M., Camomilla, V., D'Alessio, T., & Cappozzo, A. (2001). Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait and Posture*, *14*(1), 28–35. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00112-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00112-6)
- de Sá Ferreira, A., & Junqueira Ferraz Baracat, P. (2014). Test-retest reliability for assessment of postural stability using center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young health participants. *Journal of Biomechanics*, *47*(12), 2919–2924. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.07.010>
- Ferreira, A. de S., Guimarães, F. S., & Silva, J. G. (2010). Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: Considerações sobre os sinais e processamentos para estudo da função neuromuscular. *Revista Brasileira de Ciências Do Esporte, Campinas*, *31*(2), 11–30.
- Ferreira, A. de S., Orsini, M., Felício, L. R., Rodrigues, E. C., Alves De Souza, J., Araújo, M. L. A., ... Freitas, M. R. De. (2016). Augmented Movement Strategies for Postural Control in Patients With Spinocerebellar Ataxia Type 3: a Case-Control Study. *Revista Brasileira de Neurologia*, *52*(4), 18–26.
- Galvão, T. S., Magalhães Júnior, E. S., Orsini, M., & Ferreira, A. de S. (2018). Lower-limb muscle strength, static and dynamic postural stabilities, risk of falling and fear of falling in polio survivors and healthy subjects. *Physiotherapy Theory and Practice*, *00*(00), 1–8. <https://doi.org/10.1080/09593985.2018.1512178>

- Garcia, M. A. C., & Vieira, T. de M. M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina Del Desporte*, 4(1), 17–28. Retrieved from <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-andaluza-medicina-del-deporte-284-articulo-surface-electromyography-why-when-how-X1888754611201253>
- Gawthrop, P., Loram, I., Gollee, H., & Lakie, M. (2014). Intermittent control models of human standing: Similarities and differences. *Biological Cybernetics*, 108(2), 159–168. <https://doi.org/10.1007/s00422-014-0587-5>
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., & Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(4), 501–512. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.019>
- Goss-Sampson, M. A. (2018). *Statistical Analysis in JASP - A Guide for Students*. Greenwich. Retrieved from <https://jasp-stats.org/2018/09/13/a-new-manual-for-jasp/>
- Heart Foundation. (2014). *Rating of perceived exertion: Borg Scales. Heart Education Assesment Rehabilitation Toolkit*. Retrieved from http://www.heartonline.org.au/media/DRL/Rating_of_perceived_exertion_-_Borg_scale.pdf
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (1998). EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *Journal of Neurophysiology*, 80(4), 1939–1950. <https://doi.org/citeulike-article-id:407855>
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (2001). Effect of Stance Width on Multidirectional Postural Responses. *Journal of Neurophysiology*, 85(2), 559–570. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.2.559>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disstelhorst-Klug, & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(361–374), 361–374.

- Justo, A. C., Guimarães, F. S., Ferreira, A. S., Soares, M. S., Bunn, P. S., & Lopes, A. J. (2017). Muscle function in women with systemic sclerosis: Association with fatigue and general physical function. *Clinical Biomechanics*, 47(October 2016), 33–39. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.05.011>
- Kapteyn, T. S., Bles, W., Kodde, L., & Massen, C. H. (1983). Standardization in Platform Stabilometry being a Part of Posturography Ask for Standardization. *Agressologie*, 24(7), 321–326. Retrieved from <http://ada-posturologie.fr/StandardizationKapteyn.pdf>
- Kluger, B. M., Krupp, L. B., & Enoka, R. M. (2013). Fatigue and fatigability in neurologic illnesses. *Neurology*, 80, 409–416.
- Krishnamoorthy, V., Goodman, S., Zatsiorsky, V., & Latash, M. L. (2003). Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: Identification of muscle modes. *Biological Cybernetics*, 89(2), 152–161. <https://doi.org/10.1007/s00422-003-0419-5>
- Lima, T. R. L., Guimarães, F. S., Sá Ferreira, A., Penafortes, J. T. S., Almeida, V. P., & Lopes, A. J. (2014). Correlation between posture, balance control, and peripheral muscle function in adults with cystic fibrosis. *Physiotherapy Theory and Practice*, 30(2), 79–84. <https://doi.org/10.3109/09593985.2013.820246>
- Lopes, A. J., Guedes da Silva, D. P., Ferreira, A. D. S., Kasuki, L., Gadelha, M. R., & Guimarães, F. S. (2015). What is the effect of peripheral muscle fatigue, pulmonary function, and body composition on functional exercise capacity in acromegalic patients? *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 719–724. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.719>
- Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Human balancing of an inverted pendulum: Position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *Journal of Physiology*, 540(3), 1111–1124. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013077>

- Marquer, A., Barbieri, G., & Pérennou, D. (2014). The assessment and treatment of postural disorders in cerebellar ataxia: A systematic review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2014.01.002>
- Mello, R. G. T., Oliveira, L. F. de, & Nadal, J. (2007a). Anticipation mechanism in body sway control and effect of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol*, *17*(6), 739–746. [https://doi.org/S1050-6411\(06\)00113-1](https://doi.org/S1050-6411(06)00113-1) [pii]r10.1016/j.jelekin.2006.08.011
- Mello, R. G. T., Oliveira, L. F. de, & Nadal, J. (2007b). Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *87*(1), 28–35. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2007.04.004>
- Merletti, R. (1997). Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *7*(2), I–II. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(97\)90001-8](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(97)90001-8)
- Merlo, A., Zemp, D., Zanda, E., Rocchi, S., Meroni, F., Tettamanti, M., ... Quadri, P. (2012). Postural stability and history of falls in cognitively able older adults: The Canton Ticino study. *Gait and Posture*, *36*(4), 662–666. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.016>
- Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., & Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Electromyography and Motor Control*, *105*(4), 309–320. [https://doi.org/10.1016/S0924-980X\(97\)00040-4](https://doi.org/10.1016/S0924-980X(97)00040-4)
- Oliveira, J. M. de. (2017). Statokinesigram normalization method. *Behavior Research Methods*, *49*(1), 310–317. <https://doi.org/10.3758/s13428-016-0706-4>
- Oliveira, L. F. de, Simpson, D. M., & Nadal, J. (1996). Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiological Measurement*, *17*(4), 305–312. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/17/4/008>
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>

- Paillard, T., & Borel, L. (2013). Unilateral and bilateral fatiguing contractions similarly alter postural stability but differently modify postural position on bipedal stance. *Human Movement Science, 32*(2), 353–362. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.12.001>
- Portela, F. M., Rodrigues, E. C., & Sá Ferreira, A. de. (2014). A Critical Review of Position- and Velocity-Based Concepts of Postural Control During Upright Stance. *Human Movement, 15*(4), 227–233. <https://doi.org/10.1515/humo-2015-0016>
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait and Posture, 21*(1), 48–58. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006>
- Ribeiro, A. F. M., Bergmann, A., Lemos, T., Pacheco, A. G., Mello Russo, M., Santos de Oliveira, L. A., & de Carvalho Rodrigues, E. (2017). Reference Values for Human Posture Measurements Based on Computerized Photogrammetry: A Systematic Review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 40*(3), 156–168. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2016.12.001>
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training, 37*(1), 71–79. <https://doi.org/10.1016/j.jconhyd.2010.08.009>
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training, 37*(1), 80–84.
- Sadowska, D., & Krzepota, J. (2016). Influence of posturographic protocol on postural stability sways during bipedal stance after ankle muscle fatigue. *Perceptual and Motor Skills, 123*(1), 232–243. <https://doi.org/10.1177/0031512516660698>
- Schmid, M., Conforto, S., Bibbo, D., & D'Alessio, T. (2004). Respiration and postural sway: Detection of phase synchronizations and interactions. *Human Movement Science, 23*(2),

105–119. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2004.06.001>

- Scoppa, F., Capra, R., Gallamini, M., & Shiffer, R. (2013). Clinical stabilometry standardization. Basic definitions - Acquisition interval - Sampling frequency. *Gait and Posture*, *37*(2), 290–292. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.009>
- Vieira, T. M. M., Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2009). Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, *42*(7), 665–673. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2009000700012>
- Vigotsky, A. D., Halperin, I., Lehman, G. J., Trajano, G. S., & Vieira, T. M. (2018). Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. *Frontiers in Physiology*, *8*(JAN). <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00985>
- Vuillerme, N., Nougier, V., & Prieur, J. (2001). Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neuroscience Letters*, *308*, 103–106.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. *Motor Control* (Vol. 2nd). <https://doi.org/10.1002/9780470549148>

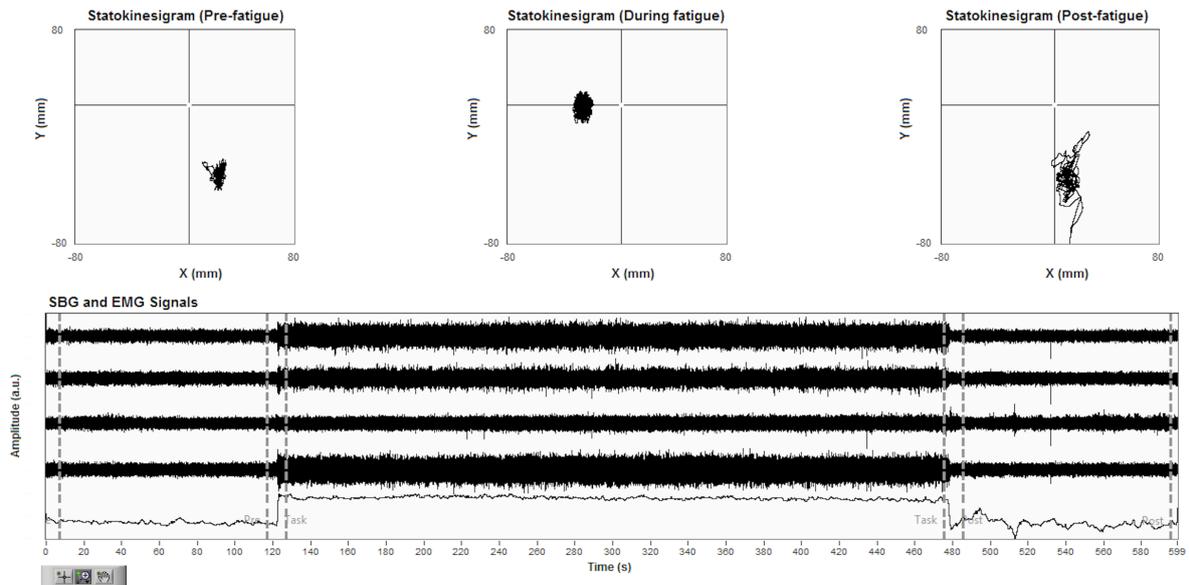


Figure 1: Two-dimensional statokinesigrams and surface electromyogram signals from a representative participant (#15). The figure shows a participant's 2D statokinesigrams. The first square represents the pre-fatigue task, the second the task of fatigue and the third the post-fatigue task, being possible to observe the displacement of the COP by the X and Y axes through the support base during the execution of the tasks. The first four lines of the lower graph represent the muscle activity of the medial and anterior tibial gastrocnemius muscles. The last line represents the displacement of the COP along the X and Y axes during the tasks.

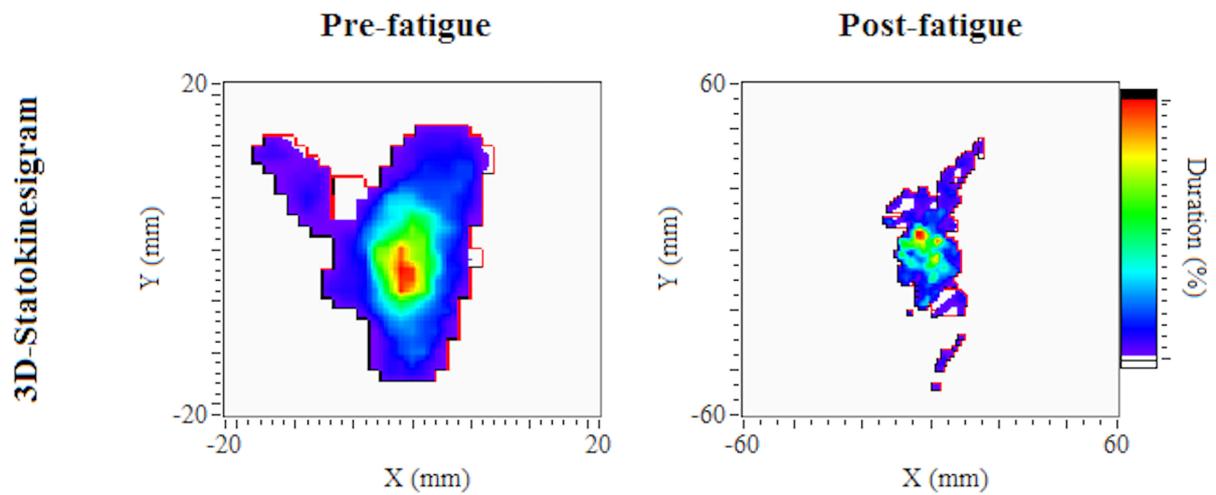


Figure 2: Three-dimensional statokinesigrams from a representative participant (#15). The 3D statokinesigrams obtained at pre-fatigue (left) and post-fatigue (right) tasks. Red (blue) regions represent regions where COP is more (less) frequently observed. The contour line represents the limit of the COP on the support base. Notice the difference in vertical and horizontal displacement amplitude among tasks.

Capítulo 4. Considerações Finais

Foi investigado se a fadigabilidade dos músculos dos membros inferiores afeta as estratégias de movimento para o controle do balanço na posição ortostática em adultos saudáveis. Os achados deste estudo apóiam a hipótese de que as estratégias de movimento para manutenção da posição ortostática estão associadas à recuperação da fadiga dos músculos dos membros inferiores, não apenas aumentando a área de deslocamento e velocidade do CP, mas também alterando as estratégias de movimento observadas nos padrões espaciais do 3D-SKG.

Acreditamos que as descobertas desta pesquisa sobre o controle de balanço e dos padrões de coordenação motora correspondentes na postura ortostática podem contribuir para a compreensão de como a estabilidade corporal é controlada sob condições relacionadas a distúrbios musculoesqueléticos.

Durante a anamnese não foi questionado se os participantes faziam uso de algum medicamento vestibulotóxico.

Além disso, os resultados foram observados em adultos saudáveis submetidos a um protocolo de fadiga localizado nos membros inferiores. Porém são necessárias mais pesquisas em populações com fadiga e particularmente fadigabilidade muscular para extrapolar os achados para outras populações.

Referências

- Arora, S., Budden, S., Byrne, J. M., & Behm, D. G. (2015). Effect of unilateral knee extensor fatigue on force and balance of the contralateral limb. *European Journal of Applied Physiology*, *115*(10), 2177–2187. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3198-5>
- Baracat, P. J. F., & De Sá Ferreira, A. (2013). Postural tasks are associated with center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young and elderly healthy subjects. *Human Movement Science*, *32*(6), 1325–1333. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.06.005>
- Barela, A., & Duarte, M. (2011). Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. *Braz J Mot Behav*, *6*(1), 56–61. Retrieved from <http://demotu.org/pubs/BJMB11.pdf>
- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve*, *7*(9), 691–699. <https://doi.org/10.1002/mus.880070902>
- Buchanan, J. J., & Horak, F. B. (1999). Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. *Journal of Neurophysiology*, *81*(5), 2325–2339. https://doi.org/Pdf/Buchanan&Horak_1999.pdf
- Burden, A., & Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: An evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering and Physics*, *21*(4), 247–257. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(99\)00054-5](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(99)00054-5)
- Casadio, M., Morasso, P. G., & Sanguineti, V. (2005). Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: Implications for control modelling and clinical application. *Gait and Posture*, *21*(4), 410–424. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.005>
- Chiari, L., Bertani, A., & Cappello, A. (2000). Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. *Human Movement Science*, *19*, 817–842.
- Conforto, S., Schmid, M., Camomilla, V., D'Alessio, T., & Cappozzo, A. (2001). Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait and Posture*, *14*(1), 28–35. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00112-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00112-6)
- de Camargo, M. R., & Fregonesi, C. E. P. T. (2011). A importância das informações aferentes podais para o controle postural. *Revista Neurociencias*, *19*(1), 165–170.
- de Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, *13*, 135–163. <https://doi.org/citeulike-article-id:2515246>

- de Oliveira, J. M. (2017). Statokinesigram normalization method. *Behavior Research Methods*, 49(1), 310–317. <https://doi.org/10.3758/s13428-016-0706-4>
- de Sá Ferreira, A., & Junqueira Ferraz Baracat, P. (2014). Test-retest reliability for assessment of postural stability using center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young health participants. *Journal of Biomechanics*, 47(12), 2919–2924. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.07.010>
- Duarte, M., & Freitas, S. M. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14(3), 183–192. <https://doi.org/S1413-35552010000300003> [pii]
- Ferreira, A. S., Guimarães, F. S., & Silva, J. G. (2010). Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: considerações sobre os sinais e processamentos para estudo da função neuromuscular. *Revista Brasileira de Ciência e Esporte*, 31(2), 11–30.
- Galvão, T. S., Magalhães Júnior, E. S., Orsini Neves, M. A., & de Sá Ferreira, A. (2018). Lower-limb muscle strength, static and dynamic postural stabilities, risk of falling and fear of falling in polio survivors and healthy subjects. *Physiotherapy Theory and Practice*, 00(00), 1–8. <https://doi.org/10.1080/09593985.2018.1512178>
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725–89. <https://doi.org/citeulike-article-id:1572911>
- Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology*, 514(3), 915–928. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.915ad.x>
- Gawthrop, P., Loram, I., Gollee, H., & Lakie, M. (2014). Intermittent control models of human standing: Similarities and differences. *Biological Cybernetics*, 108(2), 159–168. <https://doi.org/10.1007/s00422-014-0587-5>
- González-izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., & Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue, 22, 501–512. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.019>
- Guigon, E., Masani, K., Popovic, M. R., Nakazawa, K., Kouzaki, M., & Nozaki, D. (2011). Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities During Quiet Stance Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities During Quiet Stance, (August 2003), 3774–3782. <https://doi.org/10.1152/jn.00730.2002>
- Gurfinkel, V. S., Ivanenko, Y. P., Levik, Y. S., & Babakova, I. A. (1995). Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, 68(1), 229–243.

[https://doi.org/10.1016/0306-4522\(95\)00136-7](https://doi.org/10.1016/0306-4522(95)00136-7)

- He, L. F., Chao, Y. Y., Suzuki, K., & Wu, K. S. (2009). Fast connected-component labeling. *Pattern Recognition*, 42, 1977–1987.
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (1998). EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *Journal of Neurophysiology*, 80(4), 1939–1950. <https://doi.org/citeulike-article-id:407855>
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (2001). Effect of Stance Width on Multidirectional Postural Responses. *Journal of Neurophysiology*, 85(2), 559–570. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.2.559>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
- Hochman, B., Nahas, F. X., Oliveira Filho, R. S., & Ferreira, L. M. (2005). Desenhos de pesquisa. *Acta Cirúrgica Brasileira*, 20(2), 2–9. <https://doi.org/10.1590/S0102-86502005000800002>
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67(12), 1881–1885. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080227>
- Johnson, C. B., Mihalko, S. L., & Newell, K. M. (2003). Aging and the Time Needed to Reacquire Postural Stability. *Journal of Aging and Physical Activity*, 11(4), 459–469. <https://doi.org/10.1123/japa.11.4.459>
- Justo, A. C., Guimarães, F. S., Ferreira, A. S., Soares, M. S., Bunn, P. S., & Lopes, A. J. (2017). Muscle function in women with systemic sclerosis: Association with fatigue and general physical function. *Clinical Biomechanics*, 47(October 2016), 33–39. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.05.011>
- Kluger, B. M., Krupp, L. B., & Enoka, R. M. (2013). Fatigue and fatigability in neurologic illnesses. *Neurology*, 80, 409–416.
- Krishnamoorthy, V., Goodman, S., Zatsiorsky, V., & Latash, M. L. (2003). Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: Identification of muscle modes. *Biological Cybernetics*, 89(2), 152–161. <https://doi.org/10.1007/s00422-003-0419-5>
- Kumar, S. (2006). Localized muscle fatigue: review of three experiments. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 10(1), 9–28. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552006000100003>
- Lima, M., Ferreira, A. S., Reis, F. J. J., Paes, V., & Meziat-Filho, N. (2018). Chronic low back

- pain and back muscle activity during functional tasks. *Gait & Posture*, 61(January), 250–256. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.021>
- Lima, T. R. L., Guimarães, F. S., Sá Ferreira, A., Penafortes, J. T. S., Almeida, V. P., & Lopes, A. J. (2014). Correlation between posture, balance control, and peripheral muscle function in adults with cystic fibrosis. *Physiotherapy Theory and Practice*, 30(2), 79–84. <https://doi.org/10.3109/09593985.2013.820246>
- Lopes, A. J., Guedes da Silva, D. P., Ferreira, A. D. S., Kasuki, L., Gadelha, M. R., & Guimarães, F. S. (2015). What is the effect of peripheral muscle fatigue, pulmonary function, and body composition on functional exercise capacity in acromegalic patients? *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 719–24. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.719>
- Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *The Journal of Physiology*, 540(Pt 3), 1111–1124. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013077>
- Marquer, A., Barbieri, G., & Pérennou, D. (2014). The assessment and treatment of postural disorders in cerebellar ataxia: A systematic review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 57(2), 67–78. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2014.01.002>
- Masani, K., Vette, A. H., Abe, M. O., Nakazawa, K., & Popovic, M. R. (2011). Smaller sway size during quiet standing is associated with longer preceding time of motor command to body sway. *Gait and Posture*, 33(1), 14–17. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.012>
- Mello, R. G., Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2007). Anticipation mechanism in body sway control and effect of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol*, 17(6), 739–746. [https://doi.org/S1050-6411\(06\)00113-1](https://doi.org/S1050-6411(06)00113-1) [pii] [10.1016/j.jelekin.2006.08.011](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.011)
- Merlo, A., Zemp, D., Zanda, E., Rocchi, S., Meroni, F., Tettamanti, M., ... Quadri, P. (2012). Postural stability and history of falls in cognitively able older adults: The Canton Ticino study. *Gait and Posture*, 36(4), 662–666. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.016>
- Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., & Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Electromyography and Motor Control*, 105(4), 309–320. [https://doi.org/10.1016/S0924-980X\(97\)00040-4](https://doi.org/10.1016/S0924-980X(97)00040-4)
- Oliveira, L. F., Simpson, D. M., & Nadal, J. (1996). Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiol Meas*, 17(4), 305–312. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/17/4/008>
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162–176.

- <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>
- Paillard, T., & Borel, L. (2013). Unilateral and bilateral fatiguing contractions similarly alter postural stability but differently modify postural position on bipedal stance. *Human Movement Science*, 32(2), 353–362. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.12.001>
- Pedrini, H., & Schwartz, W. R. (2008). *Análise de imagens digitais – Princípios, Algoritmos e Aplicações*. São Paulo: Thomson Learning
- Pinsault, N., & Vuillerme, N. (2009). Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Medical Engineering and Physics*, 31(2), 276–286. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.08.003>
- Portela, F. M., & Ferreira, A. S. (2014). Kinematic mapping reveals different spatial distributions of center of pressure high-speed regions under somatosensory loss. *J Motor Behav*, 46(5), 369–79. <https://doi.org/10.1080/00222895.2014.916651>
- Portela, F. M., Rodrigues, E. C., & Sá Ferreira, A. De. (2014). A critical review of position- and velocity-based concepts of postural control during upright stance. *Human Movement*, 15(4), 227–233. <https://doi.org/10.1515/humo-2015-0016>
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait and Posture*, 21(1), 48–58. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006>
- Robertson, D. G. E. (2004). *Research methods in biomechanics*, (November 2013), 309. Retrieved from <http://books.google.com/books?id=oWVYeMiX4rMC&pgis=1>
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature. *Gait and Posture*, 32(4), 436–445. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.012>
- Scoppa, F., Capra, R., Gallamini, M., & Shiffer, R. (2013). Clinical stabilometry standardization. Basic definitions - Acquisition interval - Sampling frequency. *Gait and Posture*, 37(2), 290–292. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.009>
- Schmid, M., Conforto, S., Bibbo, D., & D'Alessio, T. (2004). Respiration and postural sway: Detection of phase synchronizations and interactions. *Human Movement Science*, 23(2), 105–119. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2004.06.001>
- Simmons, R. W., Richardson, C., & Pozos, R. (1997). Postural stability of diabetic patients with and without cutaneous sensory deficit in the foot. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 36(3), 153–160. [https://doi.org/10.1016/S0168-8227\(97\)00044-2](https://doi.org/10.1016/S0168-8227(97)00044-2)
- Thomas, D. P., & Whitney, R. J. (1959). Postural movements during normal standing in Man.

- Journal of Anatomy*, 93(Pt 4), 524–539. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00094-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00094-8)
- Vieira, T. M. M., Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2009). Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 42(7), 665–673. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2009000700012>
- Vuillerme, N., Nougier, V., & Prieur, J. M. (2001). Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neuroscience Letters*, 308(2), 103–106. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(01\)01987-5](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(01)01987-5)
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. *Motor Control* (Vol. 2nd). <https://doi.org/10.1002/9780470549148>
- Yang, G., Sau, C., Lai, W., Cichon, J., & Li, W. (2015). HHS Public Access, 344(6188), 1173–1178. <https://doi.org/10.1126/science.1249098>. Sleep

Apêndice 1 – Termo de consentimento livre e esclarecido

Título do Projeto: Mapeamento Posturográfico do Padrão de Coordenação: Efeitos da Fadiga

Introdução: A fadiga muscular pode trazer comprometimento dos mecanismos de controle postural, alterando a postura, marcha e estabilidade postural que podem afetar diretamente o desempenho de habilidades motoras, dificultando a adaptação do indivíduo ao ambiente e o predispondo à queda. A abordagem multidimensional no rastreamento dos efeitos da fadiga muscular torna-se importante uma vez que a estabilidade postural (equilíbrio) pode ser alterada por este fator.

Objetivos: As informações contidas neste termo foram elaboradas para obter seu espontâneo consentimento na participação neste estudo que objetiva investigar os efeitos da fadiga no equilíbrio postural.

Procedimentos: Inicialmente serão coletadas informações sobre sua história de saúde pregressa e atual. As suas panturrilhas e canelas serão limpas com álcool a 70% e caso você tenha pelos nesta região, será necessário realizar uma raspagem da região com uma lâmina descartável. Serão colados adesivos na área das suas panturrilhas e canelas para registro da atividade muscular durante algumas etapas dos testes. Será solicitado que você fique sobre uma plataforma ao nível do solo obedecendo a posições com os pés afastados e olhos abertos. Também será solicitado que você permaneça em pé na ponta dos pés pelo máximo de tempo que conseguir e, em seguida, o exame na plataforma será repetido. O exame terá duração aproximada de 40 minutos.

Potenciais riscos: Pode ocorrer desconforto ou um pouco de cansaço gerado pela manutenção da postura de pé no momento do registro dos sinais da plataforma de força e da eletromiografia de superfície. Também pode ocorrer cansaço muscular na região da panturrilha ao término dos testes. Para recuperação muscular será garantido um período de descanso sentado ao término de todos os testes.

Potenciais benefícios: Os benefícios para você incluem o conhecimento de como está se apresentando sua estabilidade postural (equilíbrio), como esta pode se alterar em decorrência da fadiga muscular. Uma cópia da sua ficha pode ser obtida mediante solicitação ao investigador principal.

Contato: Os resultados dos seus exames estarão disponíveis para você. Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável, Patricia Sant'Anna do Carmo Aprigio (CREFITO-2:87235) telefone (21) 99799-4855. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP): Praça das Nações, nº 34 - Bonsucesso, Rio de Janeiro – RJ, telefone (21) 3882-9797 (ramal 2015), e-mail: comitedeetica@unisuam.edu.br. Se desejar desistir do estudo em qualquer momento, você tem toda liberdade de fazê-lo, garantindo que tal desistência não acarretará nenhuma consequência para sua saúde.

Sigilo: As informações a serem recebidas durante o estudo serão analisadas em conjunto com as informações obtidas de outros voluntários, não sendo divulgada a identificação de nenhum participante.

Informações complementares: Tais informações serão utilizadas pelos pesquisadores envolvidos no projeto para fins científicos e não será permitido o acesso a terceiros, garantindo assim proteção contra qualquer tipo de discriminação. Se desejar, você pode ser informado sobre os resultados parciais da pesquisa. Os resultados serão submetidos à publicação em revistas científicas. A única despesa pessoal que terá nesse estudo é a do seu deslocamento até o laboratório onde será feita a análise. Não haverá compensação financeira relacionada à sua participação. Em caso de dano pessoal diretamente causado pelos procedimentos deste estudo, você será encaminhado para atendimento médico em hospitais da rede pública de saúde. Caso tenha qualquer despesa, além do seu deslocamento, decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento mediante depósito em conta-corrente, cheque ou dinheiro. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da sua participação no estudo, o senhor (a) será devidamente indenizado, conforme determina a lei. Será disponibilizada a você uma via do Termo de Consentimento Livre Esclarecido.

Declarações: Acredito ter sido suficientemente informado a respeito do estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas (a não ser a do deslocamento até o laboratório) e que serei encaminhado ao atendimento médico se necessário, em decorrência desse estudo. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o estudo, sem penalidades, prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Nome/Assinatura do participante

Data: ____ / ____ / ____

Patricia Sant'Anna do Carmo Aprigio

Data: ____ / ____ / ____

Altura	(cm) <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> , <input type="text"/> <input type="text"/>	APM 1
Massa corporal	(kg) <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> , <input type="text"/> <input type="text"/>	APM 2
Índice de massa corporal	(kg/m ²) <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> , <input type="text"/> <input type="text"/>	APM 3

Apêndice 3 – Escala de dispneia modificada de Borg

Rating of perceived exertion: Borg scales
continued...



Modified Borg Dyspnoea Scale

- 0 Nothing at all
- 0.5 Very, very slight (just noticeable)
- 1 Very slight
- 2 Slight
- 3 Moderate
- 4 Somewhat severe
- 5 Severe
- 6
- 7 Very severe
- 8
- 9 Very, very severe (almost maximal)
- 10 Maximal

Patient Instructions for Borg Dyspnoea Scale

"This is a scale that asks you to rate the difficulty of your breathing. It starts at number 0 where your breathing is causing you no difficulty at all and progresses through to number 10 where your breathing difficulty is maximal. How much difficulty is your breathing causing you right now?"

Anexo 1 – Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: MAPEAMENTO POSTUROGRÁFICO DO PADRÃO DE COORDENAÇÃO: EFEITOS DA FADIGA MUSCULAR

Pesquisador: PATRICIA SANT ANNA DO CARMO APRIGIO

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 83489918.0.0000.5235

Instituição Proponente: SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio
FUN CARLOS CHAGAS F. DE AMPARO A PESQUISA DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO - FAPERJ

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.564.444

Apresentação do Projeto:

As quedas e as alterações no equilíbrio estão entre os mais graves problemas enfrentados por adultos mais velhos, já que contribuem para a imobilidade e a colocação prematura de idosos em casas de repouso. Algumas doenças apresentam a fadiga como um dos seus sintomas. O presente projeto visa contribuir para um melhor entendimento de como a fadiga pode prejudicar a manutenção da postura semi-estática. Trata-se de um estudo de um estudo primário, transversal e analítico em 40 adultos jovens pertencentes à comunidade acadêmica do Centro Universitário Augusto Motta, selecionados por conveniência. Os sinais posturográficos serão coletados a partir dos canais analógicos de uma plataforma de força e os sinais eletromiográficos de superfície serão coletados utilizando-se um eletromiógrafo no músculo gastrocnêmio e no músculo tibial anterior. O experimento irá analisar a fase de repouso, pré-fadiga, indução de fadiga, pós-fadiga e recuperação. Todos os participantes serão entrevistados para obtenção da anamnese e exame físico a fim de verificar os critérios de inclusão deste estudo, bem com os dados sociodemográficos. Todo o protocolo será realizado no mesmo dia, com duração aproximada de 40 minutos.

Endereço: Av. Paris, 72 TEL: (21)3882-9797 (Ramal: 1015)
Bairro: Bonsucesso **CEP:** 21.041-010
UF: RJ **Município:** RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3882-9797 **E-mail:** comitedeetica@unisiam.edu.br

Anexo 2 – Submissão do Manuscrito

De: Human Movement Science EviseSupport@elsevier.com
Assunto: Successfully received: submission Lower limb muscle fatigability is not associated with changes in movement strategies for balance control in the upright stance for Human Movement Science
Data: 1 de julho de 2019 21:18
Para: arthur_sf@icloud.com



This message was sent automatically.

Ref: HMS_2019_434

Title: Lower limb muscle fatigability is not associated with changes in movement strategies for balance control in the upright stance

Journal: Human Movement Science

Dear Dr. Ferreira,

Thank you for submitting your manuscript for consideration for publication in Human Movement Science. Your submission was received in good order.

To track the status of your manuscript, please log into EVISE® at: http://www.evise.com/evise/faces/pages/navigation/NavController.jspx?JRNL_ACR=HMS and locate your submission under the header 'My Submissions with Journal' on your 'My Author Tasks' view.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Human Movement Science

Have questions or need assistance?

For further assistance, please visit our [Customer Support](#) site. Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions, and learn more about EVISE® via interactive tutorials. You can also talk 24/5 to our customer support team by phone and 24/7 by live chat and email.

Copyright © 2018 Elsevier B.V. | [Privacy Policy](#)

Elsevier B.V., Radarweg 29, 1043 NX Amsterdam, The Netherlands, Reg. No. 33156677.